

# **Untersuchungen zur Genauigkeit digitaler intraoraler Scans**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Christopher Roland Benedickt

aus Bad Homburg v. d. Höhe

Gießen 2017

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann

Gutachterin: PD Dr. med. Dr. med. dent. Heidrun Schaaf

Tag der Disputation: 23.10.2017

*Meinen Eltern gewidmet*

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Ziel der Arbeit.....	3
3	Literaturübersicht.....	4
3.1	Die konventionelle Abformung .....	4
3.1.1	Abformmaterialien .....	4
3.1.2	Abformmethoden .....	5
3.1.3	Genauigkeit konventioneller Abformungen .....	7
3.2	Indirektes digitales Verfahren.....	11
3.2.1	Verfahren und Arbeitsablauf.....	11
3.2.2	Genauigkeit indirekter digitaler Verfahren .....	13
3.3	Direkte digitale Abformung.....	14
3.3.1	CEREC.....	15
3.3.2	True Definition.....	16
3.3.3	Cara TRIOS.....	18
3.4	Genauigkeit intraoraler Scanner .....	20
3.4.1	Einzelzähne .....	20
3.4.2	Kieferabschnitte .....	21
3.4.3	Ganzkieferscans .....	21
4	Material und Methode.....	23
4.1	Rahmenbedingungen .....	23
4.2	Scanner und Scanvorgang.....	23
4.2.1	Scanner .....	23

4.2.2 Scanvorgang .....	24
4.3 Urmodell, Referenzmodell, Scans und Prüfverfahren .....	25
4.3.1 Urmodell.....	25
4.3.2 Referenzmodell, Referenzwerte .....	25
4.3.3 Scans.....	29
4.3.4 Prüfverfahren.....	30
4.4 Statistische Auswertung.....	33
4.4.1 Kugelabstände und Winkel im Ganzkieferscan .....	33
4.4.2 Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahns cans .....	34
4.4.3 Einzelzahns cans .....	34
5 Ergebnisse.....	35
5.1 Kugelabstände.....	35
5.1.1 Abstand 3_4 (erster Quadrant) .....	35
5.1.2 Abstand 2_1 (zweiter Quadrant) .....	36
5.1.3 Abstand 4_1 (Front) .....	37
5.1.4 Abstand 3_2 (Molar zu Molar).....	38
5.1.5 Abstand 4_2 (Diagonale Zahn 13 zu Zahn 27) .....	39
5.1.6 Abstand 1_3 (Diagonale Zahn 23 zu Zahn 17) .....	40
5.1.7 Abstände im Vergleich.....	41
5.2 Schnittwinkel der Ebenen .....	42
5.3 Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahns can .....	44
5.4 Einzelzähne.....	49
5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	55
6 Diskussion.....	56

6.1	Material- und Methodendiskussion .....	56
6.1.1	Urmodell.....	56
6.1.2	Referenzmodell .....	56
6.1.3	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung .....	57
6.1.4	Prüfverfahren.....	58
6.1.5	Statistische Auswertung .....	58
6.2	Ergebnisdiskussion .....	59
6.2.1	Kugelabstände .....	59
6.2.2	Schnittwinkel der Ebenen.....	61
6.2.3	Ganzkiefer-, Seitenzahn-, und Frontzahnscan.....	63
6.2.4	Einzelzähne .....	67
6.3	Schlussfolgerung / Konklusion.....	69
7	Zusammenfassung .....	70
8	Summary.....	72
9	Literaturverzeichnis .....	74
10	Anhang.....	81
10.1	Tabellen Material und Methode.....	81
10.2	Abbildungsverzeichnis .....	83
10.3	Tabellenverzeichnis .....	85
10.4	Kongressbeiträge .....	87
11	Erklärung .....	88
12	Danksagung .....	89

13 Lebenslauf.....	91
--------------------	----

# 1 Einleitung

Die einzige Möglichkeit, die Situation im Munde des Patienten auf ein Modell beim Zahntechniker zu übertragen, liegt darin, eine Abformung vorzunehmen. Da eine fehlerhafte Abformung Auswirkungen auf alle weiteren Schritte bei der Erstellung von Zahnersatz hat, muss diese möglichst präzise und detailgetreu gegenüber dem Original sein<sup>[101]</sup>.

Die Erstellung einer Abformung kann entweder konventionell erfolgen, beispielsweise mit Elastomere oder aber digital mithilfe von intraoralen Scannern. Eine Kombination aus beidem ist es, zunächst eine konventionelle Abformung zu erstellen und ein daraus gewonnenes Modell zu digitalisieren oder die konventionelle Abformung mit einem dafür geeigneten Scanner zu digitalisieren.

Bereits in den 80er Jahren wurde das CEREC-System (Sirona Dental Systems, D-Bensheim) entwickelt, und es hat sich seitdem stets weiterentwickelt<sup>[80]</sup>. Ziel dieser in der Zahnheilkunde angewandten CAD/CAM-Technologie sind die Automatisierung und die Optimierung der Qualität<sup>[60]</sup> sowie die Umgehung von Fehlerquellen durch digitale Verfahren<sup>[86]</sup>. Bis heute haben neben der Firma Sirona auch weitere Hersteller Scanner entwickelt, die sich auch in den Scanverfahren unterscheiden und von der Genauigkeit beziehungsweise ihrer Richtigkeit (gemäß DIN ISO 5725-1) her mit konventionellen Methoden vergleichbar sind<sup>[105]</sup>.

Üblicherweise bietet es sich zur Überprüfung der Genauigkeit oder der Richtigkeit eines Scanners an, die Abweichung von einem Referenzmodell zu überprüfen<sup>[24]</sup> oder die direkt hergestellte Restauration nach Passform oder Randspalt zu untersuchen<sup>[2, 6, 18]</sup>.

Ein digitaler Vergleich von verschiedenen Scannern beziehungsweise zwischen Scanner und einer Referenz ist mit verschiedenen Software-Programmen möglich. Im Hinblick auf Einzelzahnrestorationen wie auch auf Teile des Kiefers oder den gesamten Kiefer sind in der Literatur bereits solche oder ähnliche Untersuchungen vorzufinden. Dabei erwiesen sich die Ergebnisse der wenigen auf Ganzkieferscans bezogenen Untersuchungen als teilweise einander widersprechend.



Einen weiteren Aspekt, die Genauigkeit eines Scanners zu untersuchen, bietet die Untersuchung der geometrischen Dimensionen, beispielsweise der Abstände oder der Winkel. Hier ist die Dimensionsstabilität von hoher Bedeutung. Diese Untersuchungen spielen zum Beispiel vor allem im Hinblick auf die Erstellung größerer Restaurationen, bei denen es eines Ganzkieferscans beziehungsweise des Scans eines Kieferabschnittes bedarf, eine große Rolle.

## 2 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit war es, zu untersuchen, ob es bei digitalen Ganzkieferabformungen und Kieferabschnittabformungen mit Intraoralscannern zu Verzerrungen, Streckungen, Stauungen, Verdrillungen oder Biegungen, kommt und ob diesbezüglich Unterschiede zwischen den verschiedenen Intraoralscannern bestehen.

Um eine Vergleichbarkeit mit Daten aus der Literatur zu erleichtern, wurden zusätzlich Untersuchungen von Einzelzahnschans durchgeführt.

Als Nullhypothese kann formuliert werden:

Alle Scanner weisen in Bezug auf

- a) Ganzkieferschans,
- b) Seitenzahnschans,
- c) Frontzahnschans,
- d) Einzelzahnschans

gleiche Genauigkeiten auf.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Die konventionelle Abformung

Bei der Erstellung von festsitzendem Zahnersatz werden, was die konventionelle Abformung betrifft, Elastomere verwendet<sup>[38]</sup>. Abhängig davon, welcher festsitzende Zahnersatz erstellt werden soll, bieten sich sowohl verschiedene Materialien und Darreichungsformen, als auch verschiedene Abformtechniken an.

#### 3.1.1 Abformmaterialien

Zwar stehen neben den im Folgenden genannten Materialien noch weitere zur Verfügung, jedoch werden hier der Übersichtlichkeit wegen nur die drei für die Erstellung von festsitzendem Zahnersatz wichtigsten herangezogen. Diese sind kondensationsvernetzende und additionsvernetzende Silikone, sowie Polyether.

Kondensationsvernetzende Silikone bestehen aus linearem Polydimethylsilanol mit Hydroxylgruppen<sup>[13]</sup> und Alkoxysilanen. Diese reagieren, wenn ein Katalysator anwesend ist, unter Abspaltung von Alkohol miteinander in einer Vernetzungsreaktion<sup>[104]</sup>. Dabei können Volumeneffekte durch eine Polymerisationsschrumpfung und durch die Alkoholverdunstung auftreten<sup>[102]</sup>. Binnen 24 Stunden können diese Volumeneffekte in Form von Schrumpfungen 0,2 bis 0,4 % betragen<sup>[64, 67, 71]</sup>.

Additionsvernetzende Silikone sind im Gegensatz zu den kondensationsvernetzenden, bei denen eine Schrumpfung durch Verdampfung von Nebenprodukten auftritt, dimensionsstabil<sup>[104]</sup>. Sie bestehen aus Wasserstoffsiloxan und Vinylsiloxan, die in Anwesenheit eines Platin-Katalysators zu Vinylpolysiloxan reagieren<sup>[5, 100, 102]</sup>. Die Doppelbindung des Vinylsiloxans wird gelöst und die Siloxane werden über Äthylgruppen miteinander verknüpft<sup>[46, 65]</sup>. Da Polyvinylsiloxane einen hydrophoben Charakter aufweisen, der sich in einem schlechteren Fließverhalten auf Geweben (Zähnen, Gingiva, Mundschleimhaut) auswirkt, werden jene durch Zugabe von Tensiden hydrophilisiert<sup>[38, 62, 104]</sup>.

Die Polyether bestehen aus Copolymeren aus langkettigem Ethylenoxid und Butylenoxid<sup>[104]</sup>. Basis- und Katalysatorpaste liegen im Molverhältnis von 1:1 vor<sup>[102]</sup>. In der Additionsreaktion entstehen unter Einfluss des Katalysators, des Sulfonsäureesters, reaktive Ringe und schließlich das vernetzte Endprodukt<sup>[14, 104]</sup>. Da Polyether aufgrund ihrer Hydrophilie<sup>[30]</sup> zur Quellung neigen<sup>[14]</sup>, muss eine Lagerung über mehrere Stunden in beispielsweise Desinfektionsmittel vermieden werden<sup>[94, 102]</sup>. Was die Lagerung betrifft, kann festgehalten werden, dass den Polyethern keinerlei flüchtige Nebenprodukte der Vernetzungsreaktion, wie z.B. Alkohol bei der K-Silikonen, entweichen<sup>[102]</sup>. Demnach ist bei trockener, kühler und dunkler Lagerung eine Lagerstabilität gegeben, die mit der der additionsvernetzenden Silikone vergleichbar ist<sup>[20]</sup>.

### **3.1.2 Abformmethoden**

Für die Erstellung von feststehendem Zahnersatz stehen verschiedene Abformtechniken zur Verfügung. Diese sind zum einen davon abhängig, welcher Materialtyp des Abformmaterials (gemäß DIN ISO 4823) gewählt wird, und zu anderen, welche Art von Präparation angewandt wird und welche Restauration erstellt werden soll<sup>[7, 16, 28, 43, 52, 66, 88, 90]</sup>. Die geläufigsten seien hier kurz vorgestellt.

Die Korrekturabformung ist ein zweizeitiges Verfahren, bei dem zunächst mit einem knetbaren oder schwerfließenden Material eine sogenannte Vorabformung erstellt wird und diese anschließend nach Beschneidung durch ein zweites dünnfließendes Material korrigiert wird. Bei der Zweitabformung wirkt der präparierte Zahnstumpf wie ein Stempel und übt einen Druck aus, sodass das dünnfließende Material auch in schwer zu erreichende Bereiche, beispielsweise die subgingivalen, ausfließt. Zu beachten ist bei dieser Methode, dass durch den Druck, der bei der Zweitabformung notwendig ist, das Material der Erstabformung deformiert wird und eine elastische Rückstellung erst nach Entnahme der Abformung erfolgt. Das Abformlumen eines Stumpfes ist also im Vergleich zum Stumpf selbst kleiner<sup>[43, 52, 71, 102]</sup>.

Die Doppelmischabformung ist eine einzeitige zweiphasige Abformmethode, bei der ein knetbares oder hochvisköses Material zusammen mit einem niedrigviskösen Material zeitgleich appliziert wird. Das dünnerfließende, also niedrigvisköse Material wird dabei um den Zahn gespritzt, das knetbare beziehungsweise hochvisköse mithilfe des Abform-

löffels darüber appliziert. Eine Variante ist die Sandwichabformung, bei der das dünnfließende Material nicht um den Zahn gespritzt wird, sondern auf das knetbare bzw. hochviskose Material appliziert wird<sup>[50, 102]</sup>.

Diese Abformmethode erzielt zwar genauere Ergebnisse als die Korrekturabformung<sup>[7, 51, 84]</sup>, jedoch kann nicht der für die Abformung von subgingivalen Bereichen notwendige Staudruck wie bei einer Korrekturabformung erzeugt werden<sup>[33]</sup>.

Die Monophasenabformung ist eine einzeitige einphasige Abformmethode, bei der ein Material, zumeist Polyether, um den Zahn gespritzt wird und ein mit demselben Material beschickter Löffel darüber appliziert wird<sup>[102, 104]</sup>. Hierfür wird ein individueller Löffel empfohlen, um einen ausreichenden Staudruck zu erzeugen<sup>[35, 63]</sup>. Diese Abformungen entsprechen sehr präzise dem Original<sup>[102, 104]</sup>.

Nachdem der Behandler/ die Behandlerin die Situation im Munde des Patienten, beispielsweise nach der Präparation eines Zahnes oder mehrerer Zähne zur Aufnahme von festsitzendem Zahnersatz, abgeformt hat, wird ein Arbeitsmodell erzeugt, auf dem die Restauration hergestellt wird. Um die oben erwähnten Volumeneffekte bei der Korrekturabformung auszugleichen, wird ein sogenannter Spacer auf den Gipsstumpf aufgetragen<sup>[104]</sup>. Es ist wichtig, alle Arbeitsabläufe von der Abformung über die Modellherstellung bis zum fertigen einsetzbaren Zahnersatz im Sinne einer Standardisierung aufeinander abzustimmen<sup>[101, 104]</sup>.

Abbildung 1 zeigt einen vereinfachten Überblick der Arbeitsabläufe bei Anwendung der konventionellen Abformtechniken. Die blau hinterlegten Schritte zeigen die zahnärztlichen, die rot hinterlegten die zahntechnischen Schritte.

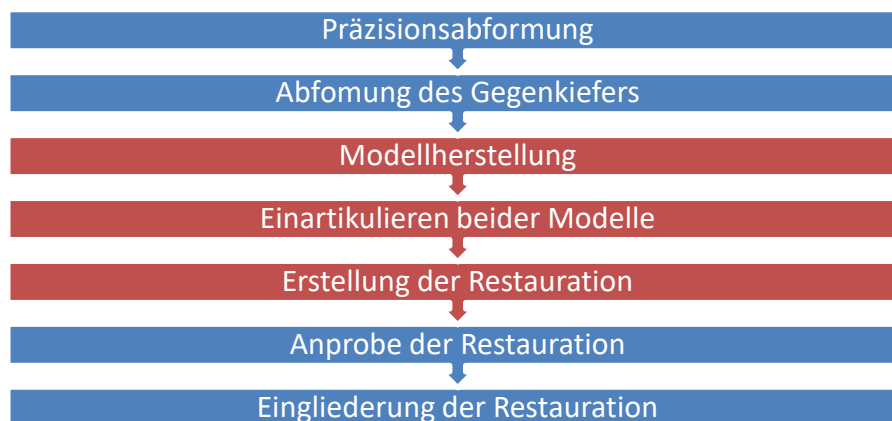


Abb. 1: Vereinfachte Darstellung der Prozesskette

### 3.1.3 Genauigkeit konventioneller Abformungen

Einleitend sei darauf hingewiesen, dass in der Literatur teilweise von Genauigkeit, Richtigkeit, Präzision und Streuung zu lesen ist. Im Angloamerikanischen ist dies auf einfachere Weise beschrieben: Englisch „accuracy“ und „trueness“, Genauigkeit und Richtigkeit, also wie genau der Scanner an der Realität ist und englisch „precision“, Präzision, also wie nah verschiedene Scanergebnisse beieinanderliegen. Es sei betont, dass der Begriff Richtigkeit ein DIN-Begriff ist. Manchmal werden jedoch Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision entweder synonym verwendet oder im falschen beziehungsweise verdrehten Kontext: So zum Beispiel die Begriffe „Präzisionsabformung, Hochpräzisionsscanner, Abformgenauigkeit und Scangenaugigkeit, Passgenauigkeit und präzise Passform“. Dass jedoch Richtigkeit und Präzision zwei zu trennende Begriffe sind, zeigen die Zielscheiben in Abbildung 2. Aus diesem Grunde wurden in dieser Studie die Begriffe Genauigkeit anstelle von Richtigkeit und geringe Streuung anstelle von Präzision verwendet.

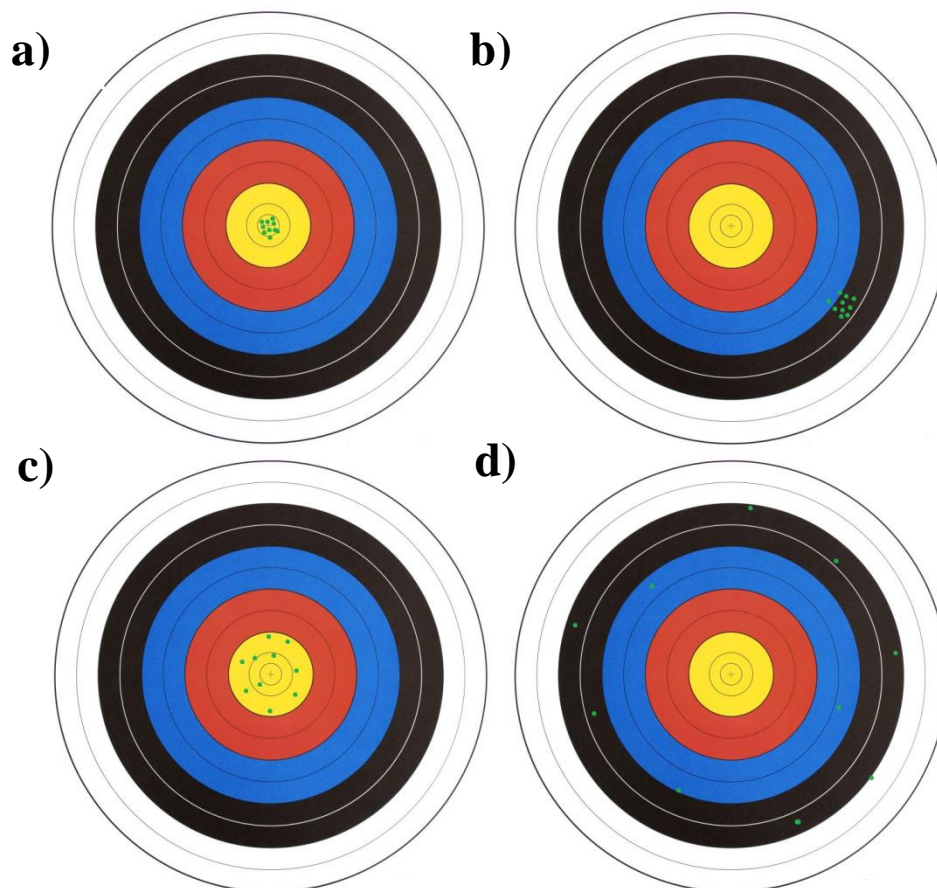


Abb. 2: Graphische Erklärung zur Richtigkeit und Präzision: a) Richtig und präzise, b) nicht richtig und präzise, c) richtig und unpräzise, d) nicht richtig und unpräzise

Abformungen im Allgemeinen lassen sich auf unterschiedliche Aspekte und dementsprechend mithilfe von unterschiedlichen Methoden untersuchen. Einen groben Überblick über mögliche Untersuchungen liefert Abbildung 3. Diese lässt sich auch auf kombiniert digitale und digitale Abformungen übertragen.

BERGER et. al.<sup>[7]</sup> zeigten in einer In-vitro-Untersuchung von Einzelzahnabformungen, dass die Modelle bei einer Korrekturabformung und der Doppelmischabformung um nur 0,04% kleiner als ihr Urmodell waren. Außerdem zeigten sie eine Abweichung von -0,03% bei der Sandwichabformung. KÖRBER und LEHMANN<sup>[51]</sup> zeigten ebenfalls bei einem Modell-Urmodell-Vergleich, dass die Doppelmischtechnik bei einer durchschnittlichen Fehlerbreite von  $\pm 10\mu\text{m}$  keine Abweichungen aufwies und dass die Modelle bei der Korrekturabformung durchschnittlich um  $90\mu\text{m} \pm 30\mu\text{m}$  zu schmal sind. Bei einer Studie zu Doppelmischabformungen zeigten LEHMANN und BURGDORF<sup>[55]</sup> mittlere Abweichungen von weniger als  $20\mu\text{m}$ .

Die DGZMK bezeichnet einen Randspalt bei beispielsweise Kronen von  $<100\mu\text{m}$  als akzeptabel<sup>[98]</sup>. Dementsprechend lässt sich schlussfolgern, dass die Abweichung von Abformungen zumindest weniger als  $100\mu\text{m}$  betragen sollte, da sich die Fehler in der folgenden Prozesskette summieren<sup>[101]</sup>. Untersuchungen des marginalen Randspaltes (marginale Diskrepanz) sowie des inneren Randspaltes (internal fit) sind die gängigsten in der Literatur beschriebenen Methoden, beziehen sich jedoch auf die komplette Prozesskette von der Abformung bis zur fertigen Restauration, enthalten also auch die Fehler der Modellerstellung und der Fertigung der Restauration.

GELBARD et al.<sup>[32]</sup> erreichten mit verschiedenen Abformmaterialien und -methoden an Einzelzähnen in vitro marginale Diskrepanzen von 38 bis  $69\mu\text{m}$  im Mittel. In Abhängigkeit von der jeweiligen Präparationsform zeigten LIMKANGWALMONGKOL et al.<sup>[56]</sup> mittlere marginale Diskrepanzen von 28 bis  $42\mu\text{m}$  bei Anwendung der Doppelmischabformung. Nach Abformung mit einem Polyether konnten in einer In-vitro-Studie von HOLDEN et al.<sup>[44]</sup> je nach Restaurationswerkstoff mittlere marginale Diskrepanzen von 49 bis  $72\mu\text{m}$  nachgewiesen werden.

In vivo konnten KERN et al.<sup>[47]</sup> eine mittlere marginale Diskrepanz von  $30\mu\text{m}$  vor Zementierung nachweisen. Bei WOLFART et al.<sup>[99]</sup> lagen die Mediane der marginalen Diskrepanzen an Kronen bei  $96\mu\text{m}$  und an Inlays bei  $89\mu\text{m}$ . Die Abformungen erfolgten mit einem Polyether. BOENING et al.<sup>[11]</sup> untersuchten in vivo marginale Diskrepanzen an Vollkeramikronen. Die Mediane der mittleren marginalen Diskrepanzen lagen zwischen

80 und 95µm an Frontzähnen und 90 und 145µm an Seitenzähnen. WÖSTMANN et al.<sup>[103]</sup> erreichten bei verschiedenen Arten von Präparationsgrenzen bei Korrektur- und Doppelmischabformungen Medianwerte unter 150µm. Bei einer vergleichenden In-vitro-Studie zwischen CAD/CAM-gefertigten Vollkeramik- und konventionell verblendeten Metallkronen erreichten BISCARO et al.<sup>[9]</sup> Mittelwerte um 35µm.

In einer vergleichenden In-vitro-Studie zur Dimensionstreue verschiedener Abformtechniken zeigten CAPUTI et al.<sup>[16]</sup> bei der Monophasenabformung von zwei Stümpfen durchschnittliche Dimensionsabweichungen vom Urmodell von 0,45 bis 3,09%.

In einer anderen In-vitro-Studie verglichen CHO et al.<sup>[17]</sup> Modelle aus digitalen mit solchen aus konventionellen Abformungen jeweils mit dem Urmodell. Die mittlere Abweichung über den gesamten Kiefer betrug 11µm, im Bereich einer Präparation zur Aufnahme einer Brücke 57µm und an Einzelzähnen 14µm. ENDER und MEHL<sup>[23]</sup> zeigten in der Ganzkieferabformung mit einem Polyether eine Richtigkeit von 55µm. In einer späteren Studie zeigten ebenfalls ENDER und MEHL<sup>[24]</sup> eine Richtigkeit von 11,5µm bei einer Ganzkieferabformung mit einem Vinylpolysiloxanether und 60,2µm mit einem Polyether.

ENDER et al.<sup>[26]</sup> zeigten für die konventionelle Abformung in vivo Präzisionen, das heißt die Abweichungen der Abformungen untereinander, also Streuungen, von 19µm im Quadranten. In Ganzkieferabformungen lag die Präzision in einer anderen Studie von ENDER et al.<sup>[21]</sup> in vivo bei 12µm.



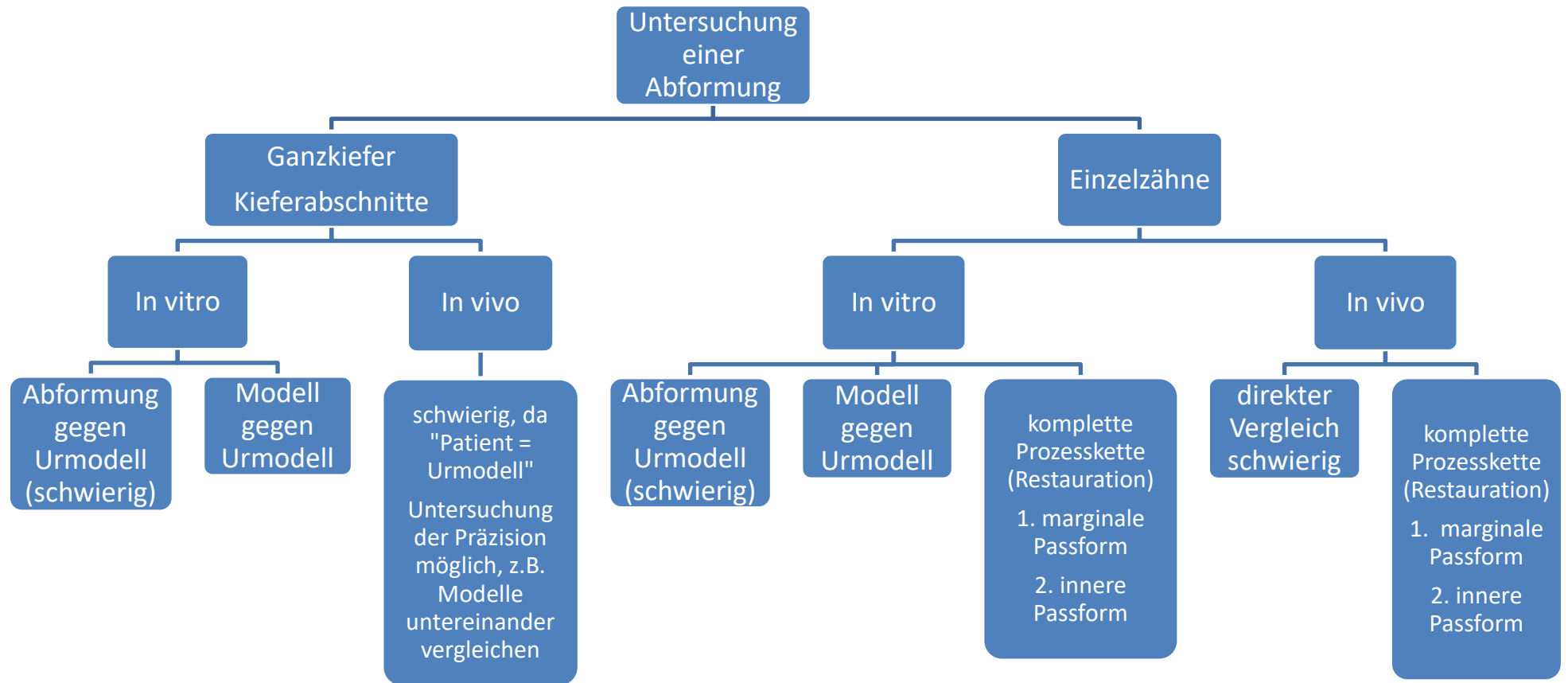


Abb. 3: Mögliche Untersuchungen von Abformungen

## 3.2 Indirektes digitales Verfahren

### 3.2.1 *Verfahren und Arbeitsablauf*

Den Einstieg in die Digitalisierung des Herstellens von Zahnersatz bilden kombiniert konventionelle und digitale Verfahren. Eine erste Möglichkeit liegt darin, das Gipsmodell, das durch Ausgießen einer konventionellen Abformung entsteht, mit einem Laborscanner zu digitalisieren.

Bei diesem ersten Schritt, der 3D-Datenerfassung, entsteht zunächst eine sogenannte Punktwolke. Diese wird mithilfe einer CAD-Konstruktionssoftware zu einem vollständigen Datensatz im STL-Format (STereoLithography-Format oder Standard Tessellation Language) generiert. Anschließend wird der gewünschte Zahnersatz, ebenfalls mithilfe der CAD-Software, konstruiert und an eine Fertigungseinheit gesendet, welche den Zahnersatz herstellt<sup>[83]</sup>.

Bei der Digitalisierung können taktile oder optische Messsysteme verwandt werden. Taktile oder auch mechanische Messsysteme arbeiten mit einem Tastkopf, der die Umrisse eines zu digitalisierenden Objektes zeilen- oder kreisweise erfasst. Dabei ist die Auflösung der Wiedergabe von feinen Strukturen abhängig von der Größe des Tastkopfes<sup>[58]</sup>. Außerdem wiesen LUTHARDT et al.<sup>[61]</sup> auf hohe Messunsicherheiten bei manuell gesteuerten mechanischen Systemen zur Digitalisierung hin.

Messsysteme, die optische Verfahren zur Digitalisierung anwenden, verfolgen zumeist das Prinzip der aktiven Triangulation, im Folgenden nur noch Triangulation genannt (Abbildung 5). Sie bestehen aus einer in einem bestimmten Winkel zueinander angeordneten Projektor- und einer Detektoreinheit. Die Projektoreinheit kann zum einen Weißlicht in Gitterform oder Laserpunkte oder -linien, zum anderen auch ein Streifenmuster auf das zu digitalisierende Objekt projizieren. Letzteres Verfahren, die Streifenlichtprojektion, wird unter 3.8.1 genauer erläutert. Die Detektoreinheit besteht aus einem lichtempfindlichen Sensor, der 2D-Bilder des Objektes aufnimmt<sup>[8, 12, 58, 70]</sup>.

Mithilfe von Laborscannern besteht außerdem noch die Möglichkeit, direkt die Abformung zu scannen, somit entfällt die Modellherstellung.

Abbildung 4 zeigt vereinfacht die Prozessketten des indirekt digitalen Verfahrens im Vergleich: links der Modellscan, rechts der Scan der Abformung.

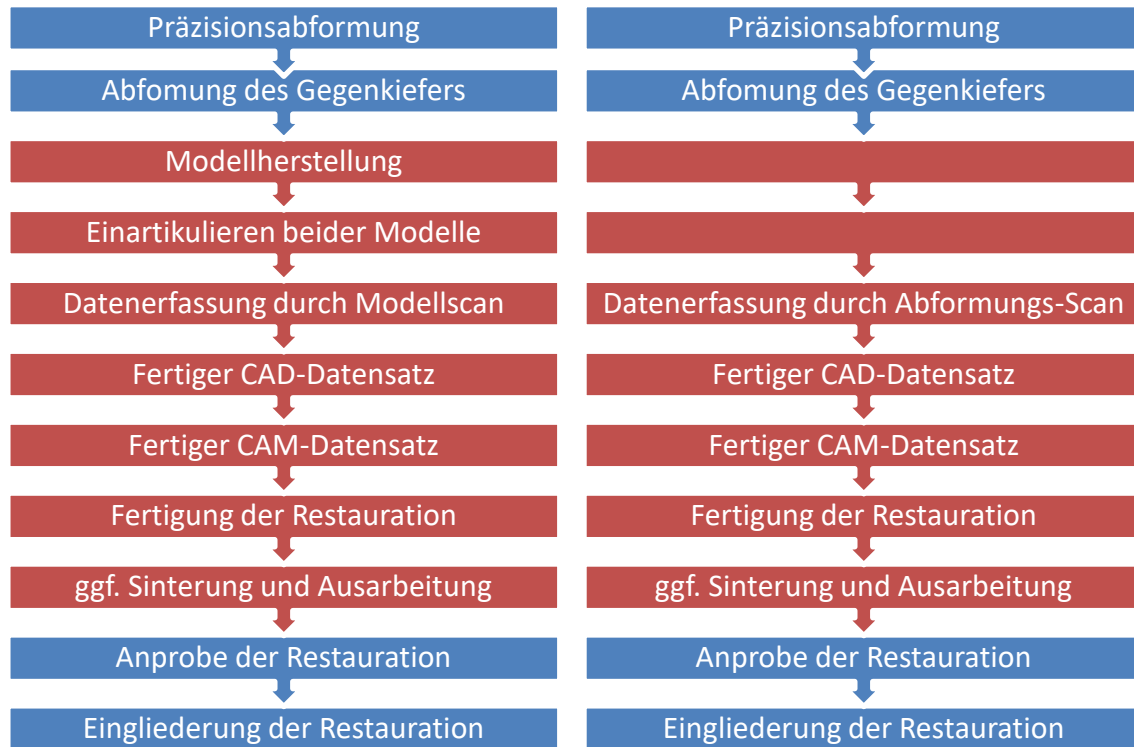


Abb. 4: Prozessketten der indirekten Verfahren im Vergleich

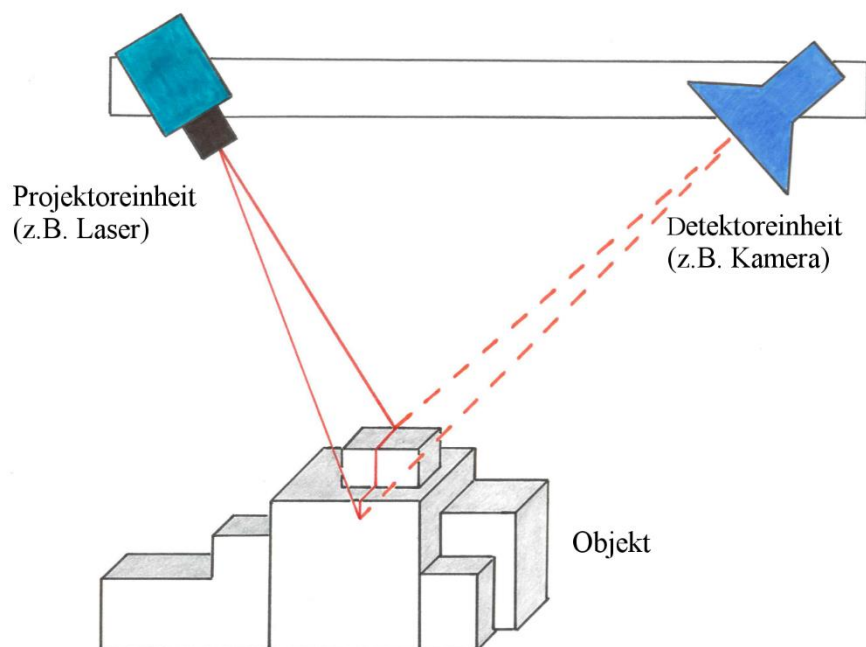


Abb. 5: Vereinfachte Darstellung der Triangulation

### **3.2.2 Genauigkeit indirekter digitaler Verfahren**

Mit einem mechanischen Tastkopf ließen sich bereits unter optimalen Bedingungen Genauigkeiten um  $1\mu\text{m}$  erzielen<sup>[54]</sup>. PERSSON et al.<sup>[78]</sup> erhielten mit einem mechanischen Scanner Abweichungen von  $-3,7$  bis  $5,0\mu\text{m}$ , je nachdem, ob ein Front- oder ein Seitenzahn untersucht wurde. Jedoch müssen dabei die Nachteile von zu kleinen oder zu großen Tastköpfen im Hinblick auf die Geometrie präparierter Zähne beachtet werden<sup>[40, 53, 77]</sup>. MEHL et al.<sup>[70]</sup> erzielten mithilfe eines optischen Messsystems, dessen Projektoreinheit eine Laserlinie verwendet, Genauigkeiten von  $10\mu\text{m}$ , obwohl frühere Studien zu optischem Messverfahren auf größere Ungenauigkeiten bei großen Höhenmessbereichen hingen<sup>[39]</sup>. Messverfahren, die die Streifenlichtprojektion anwenden, liefern mehr Daten in kürzerer Zeit und haben somit in diesem Punkt gegenüber den mechanischen Scannern und den Scannern, die einen Laser verwenden, einen Vorteil<sup>[12, 19]</sup>. Bei In-vitro-Untersuchungen zeigten MEHL et al.<sup>[69]</sup> bei einem Scanner, der nach dem Prinzip des Laserschnittverfahrens, einer Art Streifenlichtprojektion, arbeitet, Fehler von ca.  $15\mu\text{m}$ . Untersuchungen von LUTHARDT et al.<sup>[59]</sup> zeigten in einer Studie, die sich nur mit dem Prozess der Digitalisierung befasst, dass bei Ganzkieferscans mit einem Scanner, der mit Streifenlichtprojektion arbeitet, Stumpfabweichungen von  $2$  bis  $20\mu\text{m}$  auftreten. In-vitro-Untersuchungen von ALMEIDA et al.<sup>[3]</sup> zeigten marginale Diskrepanzen von ca.  $65\mu\text{m}$  bei Brücken, deren Pfeiler zuerst konventionell abgeformt wurden und anschließend als Gipsstumpf mithilfe der Streifenlichtprojektion gescannt wurden. KEUL et al.<sup>[48]</sup> zeigten im Vergleich zwischen Digitalisierung des Modells nach konventioneller Abformung und intraoralem Scan für das indirekte Verfahren mittlere marginale Diskrepanzen von  $91$  bis  $141\mu\text{m}$  je nach Restaurationsmaterial. SVANBORG et al.<sup>[91]</sup> erzielten nach Digitalisierung des Modells nach Doppelmischabformungen marginale Diskrepanzen von  $147\mu\text{m}$  bei Chrom-Kobalt-Kronen. SEELBACH et al.<sup>[89]</sup> verwiesen in einer vergleichenden Studie zu konventionellen und digitalen Abformungen auf marginale Diskrepanzen von  $33$  bis  $68\mu\text{m}$ , die bei einem Laborscanner in Abhängigkeit von der angewandten Abformmethode und des Restaurationsmaterials auftraten. Bei In-vivo-Vergleichen von intraoralen Scannern und Laborscannern erreichten FLÜGGE et al.<sup>[29]</sup> bei einem Laborscanner mittlere Abweichungen von  $10\mu\text{m}$ .

### 3.3 Direkte digitale Abformung

Intraorale Scanner sind bereits seit den 80er Jahren auf dem Markt. Den Anfang machte das CEREC-System der Firma Sirona. Seitdem haben sich sowohl dieses als auch andere Systeme, die von anderen Firmen auf den Markt gebracht wurden, stetig weiterentwickelt. Bis heute gibt es zahlreiche unterschiedliche Systeme. Alle diese Systeme vorzustellen würde den Rahmen einer Literaturübersicht sprengen, weswegen nur auf die Systeme eingegangen wird, die in der Studie angewandt wurden<sup>[80]</sup>.

Abbildung 6 zeigt vereinfacht die Prozesskette des direkten digitalen Verfahrens mit intraoralen Scannern.

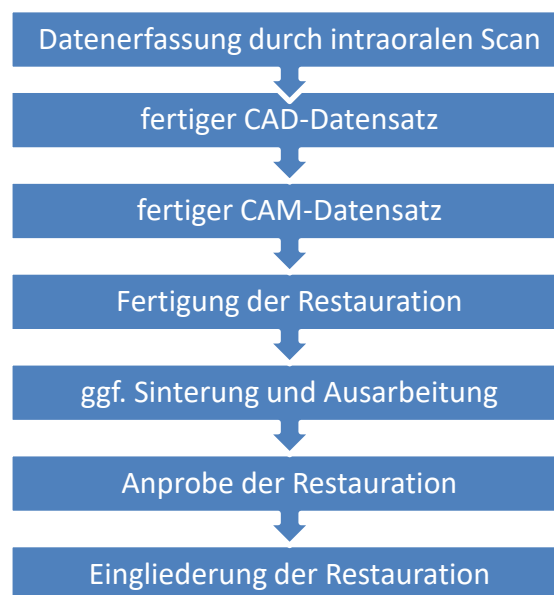


Abb. 6: Prozesskette des direkten digitalen Verfahrens

### 3.3.1 CEREC

Das CEREC-System der Firma Sirona, damals Siemens Dental, entwickelt ab 1980 von Mörmann und Brandestini für die durch den Behandler selbstständige Herstellung von Inlays, Onlays und Veneers<sup>[72]</sup>, war das erste System seiner Art. Es basiert auf einem Prinzip der Triangulation, der Streifenlichtprojektion. Bei der Streifenlichtprojektion wird von der Projektoreinheit ein Streifenmuster auf das zu scannende Objekt projiziert. Durch unterschiedliche Höhen, die im Objekt auftreten, wird das Streifenmuster verzerrt, ähnlich wie es bei topographischen Karten geschieht. Das verzerrte Streifenmuster wird vom Detektor, einer Kamera, aufgenommen und mithilfe eines bestimmten Algorithmus zu einem Höhenprofil umgerechnet<sup>[8, 106]</sup>. Mit dem CEREC-System kann Zahnersatz sowohl „chairside“, das heißt direkt in der Praxis mit einer Fertigungseinheit (CNC-Fräse), als auch „labside“, das heißt durch eine Fertigungseinheit im Zahntechnikerlabor, hergestellt werden. Das „Labside“-Verfahren wird durch eine Schnittstelle, das Internetportal „CEREC-Connect“, ermöglicht<sup>[36]</sup>.

Als CEREC-Systeme stehen die CEREC AC mit der Bluecam und die CEREC AC mit der Omnicam (Abbildung 7) zur Verfügung. Bei Anwendung der Bluecam, welche mit blauem Licht arbeitet und Einzelbilder aufnimmt und diese aneinanderfügt<sup>[31, 36]</sup>, ist eine intensive, gleichmäßige Puderung des Objektes mit Titanoxid-Pulver notwendig<sup>[8, 31, 42, 106]</sup> um Lichtreflektionen zu vermeiden<sup>[79]</sup>. Hierbei können allerdings Abweichungen von 20-40µm auftreten<sup>[82]</sup>. Die Omnicam hingegen benötigt zur Aufnahme keinen Puder und nimmt im Gegensatz zur Bluecam keine Einzelbilder auf, sondern arbeitet im Videomodus, sodass Aufnahmen bei kontinuierlichen Bewegungen erstellt werden<sup>[106]</sup>.



Abb. 7: Intraoralscanner CERERC AC mit Omnicam

### 3.3.2 *True Definition*

Der True Definition (Abbildung 8) der Firma 3M ESPE (Seefeld) basiert auf dem Prinzip des „Active Wavefront Sampling“. Dieses Verfahren wurde am Massachusetts Institute of Technology (MIT) entwickelt. Es wird auch, da ein Video der zu scannenden Zähne aufgenommen wird, „3D-in-Motion Technologie“ genannt<sup>[87]</sup>. Eine Puderung ist hier ebenfalls notwendig. Diese soll allerdings nicht flächendeckend, sondern nur leicht erfolgen. Es wird ein stochastisches Muster erzeugt, das der Wiedererkennung identischer Muster dient<sup>[87, 106]</sup>.

Die Scaneinheit des True Definition besteht aus einer Kamera, beim Vorgängermodell Lava C.O.S. waren es drei Kameras, sowie einem Active Wavefront Sampling Modul (AWS). Die Blende befindet sich dezentral des Objektivs, also außerhalb der optischen Achse. Sie rotiert um 360° um die optische Achse herum. Dies geschieht nicht mechanisch, sondern optisch mithilfe von sechs Blaulicht-LEDs, beim Lava C.O.S. waren es 192, die in einer Sekunde 20-mal kreisend an- und ausgingen. Die von den LEDs entsendeten Strahlen werden vom abzubildenden Objekt reflektiert. Die zweidimensionale Ab-

bildung des Objektes auf der Bildebene entsteht durch verschiedene Abbildungen gleicher Punkte auf dem Objekt zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Die dritte Dimension, also die Maße eines Objektes im Raum, ergeben sich folgendermaßen: Je nach Entfernung zwischen Objekt und Objektiv treten auf der Fokalebene größere oder kleinere Bewegungen auf. Dies bedeutet, dass abgebildete Punkte auf der Bildebene je nach Entfernung unterschiedlich groß sind. Bei bekannter Fokalebene kann somit die räumliche Dimension des Objektes errechnet werden<sup>[15, 57, 87, 107]</sup>.



Abb. 8: Intraoralscanner True Definition



### 3.3.3 *Cara TRIOS*

Der Cara TRIOS (Abbildung 10) wird von der Firma Heraeus (Hanau) vertrieben. Hergestellt wird er von der Firma 3shape (Kopenhagen, Dänemark). Er basiert auf dem Prinzip der parallelen konfokalen Mikroskopie (Abbildung 9) <sup>[8, 87, 106]</sup>.

Beim parallelen konfokalen Scannen werden Einzelbilder, die sich im Fokus befinden, punktwise aufgenommen und anschließend von einem Computer zu einem Oberflächenprofil zusammengerechnet. Der Strahlengang kann dabei folgendermaßen erklärt werden: Die Lichtquelle ist ein Laser oder eine LED. Das Licht gelangt durch eine Blende und wird von einer Objektivlinse auf das zu scannende Objekt fokussiert. Das Licht wird vom Objekt reflektiert und lagert sich über das emittierte Licht - deswegen die Bezeichnung konfokal. Weiter gelangen die Strahlen über einen Lichtteiler durch eine Blende in einen Detektor, entweder einen Photoelektronenvervielfacher (PMT) oder eine Avalanche-Photodiode (APD). Hier wird das optische Signal in ein elektrisches umgewandelt <sup>[57, 87]</sup>.

Grundprinzip des konfokalen Scannens ist, dass ein projiziertes Bild, sobald es scharf fokussiert wird, den größten Kontrast hat <sup>[106]</sup>.

Die Lichtquelle des Cara TRIOS erzeugt Belichtungsmuster auf dem zu scannenden Objekt. Es wird ein breites Spektrum an Lageveränderungen einzelner Fokusebenen erzeugt, während die räumliche Beziehung zwischen Scanner und gescanntem Objekt beibehalten wird. Aus den unterschiedlichen Positionen der Fokusebene und ihren jeweiligen unterschiedlichen Zeitabständen zur Beleuchtungsoberfläche entsteht bei Anwendung eines unterschiedlichen Zeitmusters eine gewisse Anzahl an zweidimensionalen Bildern. Bei Übereinstimmung von Fokusebene und gescannter Oberfläche wird die Oberfläche mit einem hohen Kontrast projiziert. Aus den Informationen aus der Kontraststärke im Verhältnis zur Position der Fokusebene lässt sich bei bekannter Brennweite des Objektivs und bekanntem Abstand zwischen Bildebene und Objektiv der Abstand zum gescannten Objekt, also die dritte Dimension, errechnen <sup>[57, 106]</sup>.

Wegen des vergleichsweise hohen Datenvolumens, das beim Scannen erzeugt wird, da in einem Videomodus Einzelbilder mit hoher Geschwindigkeit entstehen, befindet sich noch im Handstück ein spezieller Rechner zur Bildverarbeitung. Dies hat zur Folge, dass das Handstück im Vergleich zu dem anderer Scannern relativ groß ist <sup>[106]</sup>.

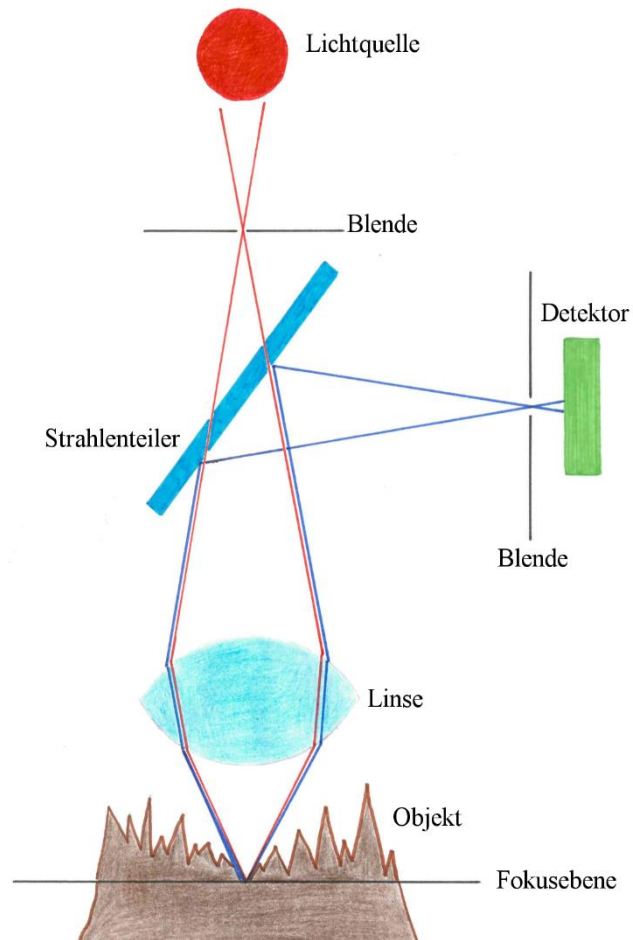


Abb. 9: Vereinfachte Darstellung der konfokalen Mikroskopie



Abb. 10: Intraoralscanner Cara TRIOS

### 3.4 Genauigkeit intraoraler Scanner

Um die Genauigkeit intraoraler Scanner zu überprüfen, bieten sich verschiedenen Möglichkeiten und damit verbundene Verfahren an. Es kann zum Beispiel ein Vergleich zwischen intraoralen Scannern und dem konventionellen oder kombiniert digitalen Verfahren gezogen werden<sup>[1, 3, 10, 22, 23, 29, 49, 89, 91-93]</sup>. Die Untersuchungen können sich, wie unter 3.1.3 beschrieben, zum einen auf die marginale Passform, also auf eine resultierende Restauration<sup>[1, 3, 10, 27, 48, 89, 91-93]</sup>, oder auf die Abweichung von einer digitalen Referenzdatei eines Vergleichmodells beziehen<sup>[22, 23, 29, 37, 49, 75]</sup>. Unterschieden werden einmal In-vitro<sup>[1, 3, 22, 23, 27, 36, 37, 48, 49, 75, 91, 93]</sup> und In-vivo<sup>[10, 26, 29, 92, 96, 100]</sup>-Untersuchungen sowie Untersuchungen bezogen auf Einzelzähne<sup>[3, 10, 27, 49, 89, 92, 93]</sup> und den ganzen Kiefer<sup>[21-23, 29, 74, 75]</sup> oder Teilabschnitte<sup>[26, 37, 48, 81, 91]</sup>.

#### 3.4.1 Einzelzähne

TIDEHAG et al.<sup>[93]</sup> verglichen in einer In-vitro-Studie die marginale Passform laborgefertigter leuzitverstärkter Glaskeramikkronen einmal nach konventioneller und einmal nach intraoraler digitaler Abformung. Hierbei resultierte beim Lava C.O.S. eine marginale Diskrepanz von  $107 \pm 47\mu\text{m}$  und beim iTero (Cadent, Israel) von  $128 \pm 59\mu\text{m}$ . ALMEIDA et al.<sup>[3]</sup> wiesen bei viergliedrigen Brücken auf eine marginale Diskrepanz der Restauration von  $64\mu\text{m}$  und eine innere Passgenauigkeit von  $58\mu\text{m}$  bei Anwendung des Lava C.O.S. hin. In einer Untersuchung von KIM et al.<sup>[49]</sup> war die Abweichung des iTero von einem Referenzmodell mit  $24 \pm 18\mu\text{m}$  mit der einer konventionellen Abformung ( $18 \pm 46\mu\text{m}$ ) vergleichbar. Die marginalen Diskrepanzen bei SEELBACH et al.<sup>[89]</sup> betrugen  $48 \pm 25\mu\text{m}$  beim Lava C.O.S.,  $30\mu\text{m} \pm 17\mu\text{m}$  beim CEREC AC mit der Bluecam und  $41 \pm 16\mu\text{m}$  mit dem iTero. ABDEL-AZIM et al.<sup>[1]</sup> erzielten beim In-vitro-Vergleich der marginalen Diskrepanzen von Lithiumdisilikat-Kronen mit intraoralen Scannern (Lava C.O.S.  $90\mu\text{m}$  und iTero  $90\mu\text{m}$ ) zwar bessere Ergebnisse als mit konventionellen Abformungen ( $112\mu\text{m}$ ), jedoch ohne signifikante Unterschiede. EUÁN et al.<sup>[27]</sup> zeigten, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Präparationsformen Hohlkehle und einer abgerundeten Stufe in Bezug auf die marginale Diskrepanz einer CAD/CAM-erstellten Restauration bestehen. Eine Hohlkehle resultierte in einer marginalen Diskrepanz von  $18\mu\text{m}$  und eine abgerundete Stufe in einer marginalen Diskrepanz von  $15\mu\text{m}$ . Für die Scans wurde der Lava C.O.S. verwendet. SYREK et al.<sup>[92]</sup> verglichen in vivo marginale Diskrepanzen von Vollkeramikkronen, basierend auf Korrekturabformungen einerseits und digitalen Abformungen mit dem Lava C.O.S. andererseits. Letztere wiesen mit  $49\mu\text{m}$

geringere Diskrepanzen auf. BOEDDINGHAUS et al.<sup>[10]</sup> verglichen die marginalen Diskrepanzen von Restaurationen, erstellt auf der Basis intraoraler Scans, mit denen von Restaurationen, erstellt auf Basis einer konventionellen Korrekturabformung und anschließender Digitalisierung des Modells. Die marginalen Diskrepanzen betrugen im Mittel 88µm beim True Definition, 112µm beim Cara TRIOS und 149µm beim CEREC AC mit der Omnicam. Bei Anwendung der Korrekturabformung und anschließendem Scan des Modells betrug die marginale Diskrepanz 113µm. RENNE et al.<sup>[85]</sup> untersuchten in vitro die resultierenden marginalen Diskrepanzen in Abhängigkeit von der Qualität der Präparation und des angewandten Scanners. Bei einer idealen Präparation betrug die marginale Diskrepanz 37µm, bei einer guten 67µm, bei einer mittelmäßigen 88µm und bei einer schlechten Präparation 104µm. Sie stellten fest, dass die marginale Diskrepanz zwar mit der Qualität der Präparation korreliert, der jeweilige Scanner jedoch auf die resultierende marginale Diskrepanz zusätzlich keinen signifikanten Einfluss hat.

### **3.4.2 Kieferabschnitte**

In Abhängigkeit vom Restaurationsmaterial zeigten KEUL et al.<sup>[48]</sup> mit dem iTero eine marginale Diskrepanz von 57 bis 127µm. In vivo erzielten ENDER et al.<sup>[26]</sup> im Quadrantenscan je nach Scansystem Präzisionen von 21,8 bis 49µm beim Vergleich der Scans untereinander. GÜTH et al.<sup>[37]</sup> erreichten mit dem Lava C.O.S. beim Scannen eines Kieferabschnittes eine Genauigkeit von 17 beziehungsweise -13µm. Im Quadrantenscan betrug die Abweichung bei QUAAS et al.<sup>[81]</sup> beim CEREC-System in vivo 37,7 beziehungsweise 48,7µm. Die marginale Passform von Chrom-Cobalt-Restaurationen betrug bei SVANBORG et al.<sup>[91]</sup> 142µm bei Anwendung des iTero und war vergleichbar mit CAM-gefertigten Kronen nach Doppelmischabformung und anschließender Digitalisierung des Arbeitsmodells (147µm).

### **3.4.3 Ganzkieferscans**

ENDER und MEHL<sup>[23]</sup> zeigten bei der CEREC Bluecam Genauigkeiten von  $49 \pm 14,2\mu\text{m}$  und beim Lava C.O.S.  $40,3 \pm 14,1\mu\text{m}$ . Diese In-vitro-Untersuchung bezog sich auf Ganzkieferscans im Vergleich zu konventionellen Abformungen mit einem Polyether. Die marginale Diskrepanz der digitalen Abformung entsprach der der Monophasenabformung, die innere Passgenauigkeit der digitalen Abformung war der der konventionellen

überlegen. ENDER und MEHL<sup>[22]</sup> zeigten, dass der CEREC AC mit der Bluecam in Bezug auf Ganzkieferscans mit einer Präzision von  $32 \pm 10\mu\text{m}$  und einer Richtigkeit von  $59 \pm 16\mu\text{m}$  signifikante Unterschiede zu Doppelmischabformungen (Präzision  $13 \pm 3\mu\text{m}$ , Richtigkeit  $20 \pm 2\mu\text{m}$ ) aufweist. Ebenfalls in vivo untersuchten FLÜGGE et al.<sup>[29]</sup> die Präzision des iTero. Diese war mit einer Abweichung von  $50\mu\text{m}$  schlechter als die eines gescannten Modells nach konventioneller Abformung. Im Ganzkieferscan erreichten ENDER et al.<sup>[21]</sup> Präzisionen von 42,9 bis  $82,8\mu\text{m}$ . In dieser Studie wurden die Scans eines jeden Scanners untereinander verglichen.

Auch die Scanstrategie, also in welcher Reihenfolge Ganzkiefer oder Kieferabschnitte gescannt werden, hat einen maßgeblichen Einfluss auf die Genauigkeit digitaler Abformungen. So wiesen ENDER und MEHL<sup>[25]</sup> nach, dass die Einhaltung des vom Hersteller empfohlenen Scanprotokolls in einer größeren Genauigkeit resultiert. Eine Studie von MÜLLER et al.<sup>[74]</sup> bestätigte die Korrelation zwischen der Genauigkeit beziehungsweise der Präzision und der Scanstrategie innerhalb eines Scansystems.

VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup> zeigten bei Abstands- und Winkelmessungen Abweichungen von 14,6 bis  $81,6\mu\text{m}$  beziehungsweise  $0,2$  bis  $0,6^\circ$ . Im Ganzkieferscan stellten PATZELT et al.<sup>[75]</sup> wiederum Fehler von 38,0 bis  $332,9\mu\text{m}$  fest.

ANDRIESSEN et al.<sup>[4]</sup> zeigten, dass der Neigungsfehler beim Scannen von Implantat-Scanbodies im unbezahnten Kiefer teilweise über  $0,4^\circ$  betragen kann.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass bezogen auf die Untersuchung von Einzelzähnen die Datenlage in der Literatur am umfangreichsten war beziehungsweise ist. Hier wurden bereits zum Teil gut miteinander vergleichbare Ergebnisse geliefert. Was jedoch die Untersuchung von Kieferabschnitten und Ganzkieferscans betrifft, so widersprechen die wenigen Daten zum Teil einander.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei konstanter Luftfeuchtigkeit ( $50\% \pm 10\%$ ) und einer Raumtemperatur von  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  durchgeführt. Alle Materialien werden nach Herstellerangaben und den jeweils gültigen Gebrauchsinformationen verarbeitet.

### 4.2 Scanner und Scanvorgang

#### 4.2.1 *Scanner*

Die in Tabelle 1 aufgeführten Scanner wurden untersucht. Die Handstücke der Scanner sind in Abbildung 11 gezeigt.

Tab. 1: Untersuchte Scanner und deren Hersteller

<b>Name des jeweiligen Scanners (Software-Version)</b>	<b>Hersteller</b>
CEREC AC mit Omnicam (4.2.4.72301)	Sirona, Bensheim
True Definition (5.0.2)	3M Espe, Seefeld
Cara TRIOS (Trios 2013-1)	Heraeus, Hanau



Abb. 11: Handstücke der Scanner Omnicam, True Definition und Cara TRIOS

#### ***4.2.2 Scanvorgang***

Die Scans werden gemäß den Gebrauchsinformationen des jeweiligen Herstellers angefertigt. Es werden jeweils entweder der gesamte Kiefer, die Seitenzähne, die Frontzähne oder der jeweilige Einzelzahn gescannt (siehe auch 4.4.3).

## 4.3 Urmodell, Referenzmodell, Scans und Prüfverfahren

### 4.3.1 *Urmodell*

Als Basis für ein Prüfmodell diente ein Frasaco-Modell (Frasaco GmbH, Tett nang). Die folgenden Zähne wurden präpariert: 11 zur Aufnahme eines vestibulären Veneers, 15 zur Aufnahme einer Vollkrone, 24 zur Aufnahme eines mesial, okklusal und distal begrenzten Inlays sowie 26 zur Aufnahme eines okklusalen Veneers (Overlay). Nach einer Monophasenabformung des Modells mit Impregum™ Penta™ (3MEspe, Seefeld) und anschließender Modellherstellung mit Superhartgips (GC Fujirock® EP, GC-Europe, BE-Leuven) wurden in die Zähne 13, 17, 23 und 27 okklusal beziehungsweise inzisal Mulden eingefräst.

Nach Digitalisierung des Gipsmodells durch einen Lava-ST- Scanner (3M ESPE, Seefeld) erstellte die Firma BEGO(Bremen) im Lasersinterverfahren ein Modell aus einer Cobalt- Chrom- Molybdän- Legierung. Diesem Modell wurden nach Sandstrahlung auf die Zähne 13, 17, 23, 27 ebenfalls sandgestrahlte Metallkugeln von 5mm im Durchmesser mit AGC® Cem (Wieland-Dental), einem selbsthärtenden Befestigungszement auf Komonomerbasis für die Galvanotechnik, aufgeklebt (Abbildung 13).

### 4.3.2 *Referenzmodell, Referenzwerte*

Das Prüfmodell wurde zunächst mit einer möglichst dünnen Schicht CEREC Optispray (Sirona, Bensheim) eingesprüht und anschließend mit dem ATOS Core (GOM mbH, Braunschweig), einem 3D-Präzisionsscanner, dessen Funktionsweise auf dem Prinzip der Streifenprojektion basiert, digitalisiert (Abbildung 12). Durch Polygonisierung der zunächst entstandenen Punktwolke mithilfe der Software GOM Inspect V.7.5 (GOM mbH, Braunschweig) entstand ein digitales Modell, welches nun, im STL-Format exportiert abgespeichert, als Referenzdatei (digitales Referenzmodell) diente. Die Referenzdatei wurde als Netzdatei in GOM Inspect V.7.5 (GOM mbH, Braunschweig) importiert. Auf die vier abgebildeten Kugeln wurden mithilfe der Software idealrunde Kugeln konstruiert und möglichst genau über eine so genannte Gauß-Best-Fit-Überlagerung auf diese aufgelagert, sodass schließlich für kommende Messungen der Mittelpunkt jeder Kugel möglichst exakt bestimmt werden konnte. Diese Kugeln waren wie in Tabelle 2 aufgezeigt definiert.



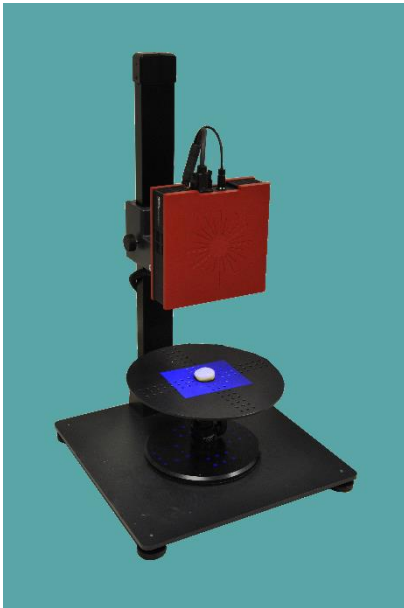


Abb. 12: Atos CORE, GOM mbH (Braunschweig)

Tab. 2: Zuordnung der Kugeln zu den Zähnen

Kugel Zahn 23	Kugel 1
Kugel Zahn 27	Kugel 2
Kugel Zahn 17	Kugel 3
Kugel Zahn 13	Kugel 4

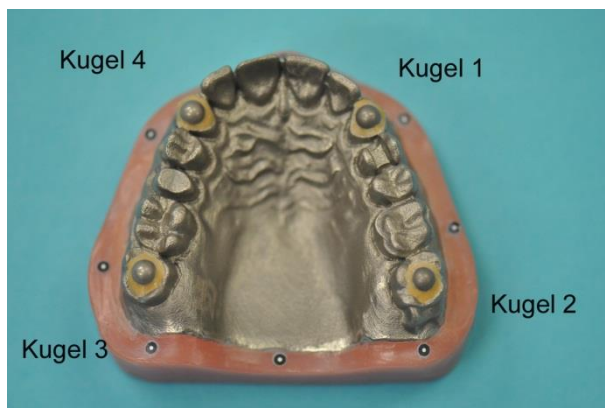


Abb. 13: Referenzmodell mit aufgeklebten Kugeln 1-4

Mithilfe der GOM Inspect Software konnten nun die Abstände zwischen den Kugeln gemessen werden. Diese wurden als Referenzwerte festgehalten und sind in Tabelle 25 im Anhang aufgeführt. Anschließend ist durch die Mittelpunkte von jeweils drei Kugeln eine Ebene konstruiert worden. Auf diese Weise entstanden vier Ebenen (Tabelle 3 und Abbildung 14).

Tab. 3: Zuordnung der Ebenen zu den Kugeln

Ebene durch die Kugeln 1, 2, 3	Ebene 1
Ebene durch die Kugeln 2, 3, 4	Ebene 2
Ebene durch die Kugeln 3, 4, 1	Ebene 3
Ebene durch die Kugeln 4, 1, 2	Ebene 4

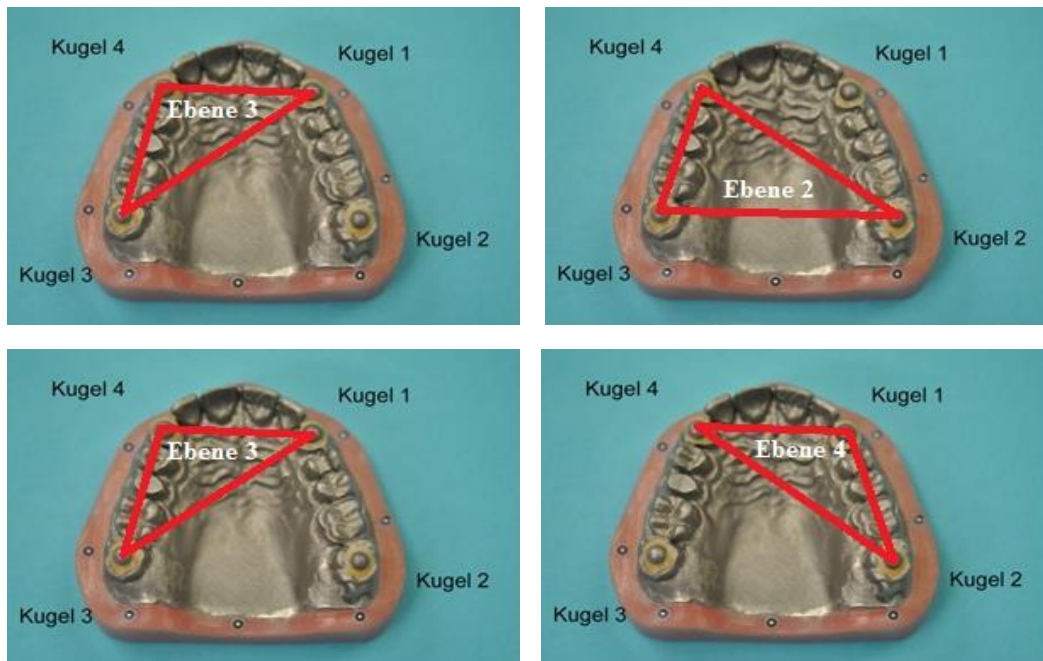


Abb. 14: Die vier verschiedenen Ebenen auf dem Modell

Jeweils zwei Ebenen schnitten einander, sofern sie nicht parallel zueinander lagen, in einem bestimmten Winkel. Es konnten, ausgehend von den vier verschiedenen Ebenen, also sechs unterschiedliche Schnittwinkel gemessen werden (Tabelle 4 und Abbildung 15).

Tab. 4: Zuordnung der Winkel zu den Ebenen

Winkel zwischen Ebene 1 und Ebene 2	Winkel 1
Winkel zwischen Ebene 1 und Ebene 3	Winkel 2
Winkel zwischen Ebene 1 und Ebene 4	Winkel 3
Winkel zwischen Ebene 2 und Ebene 3	Winkel 4
Winkel zwischen Ebene 2 und Ebene 4	Winkel 5
Winkel zwischen Ebene 3 und Ebene 4	Winkel 6

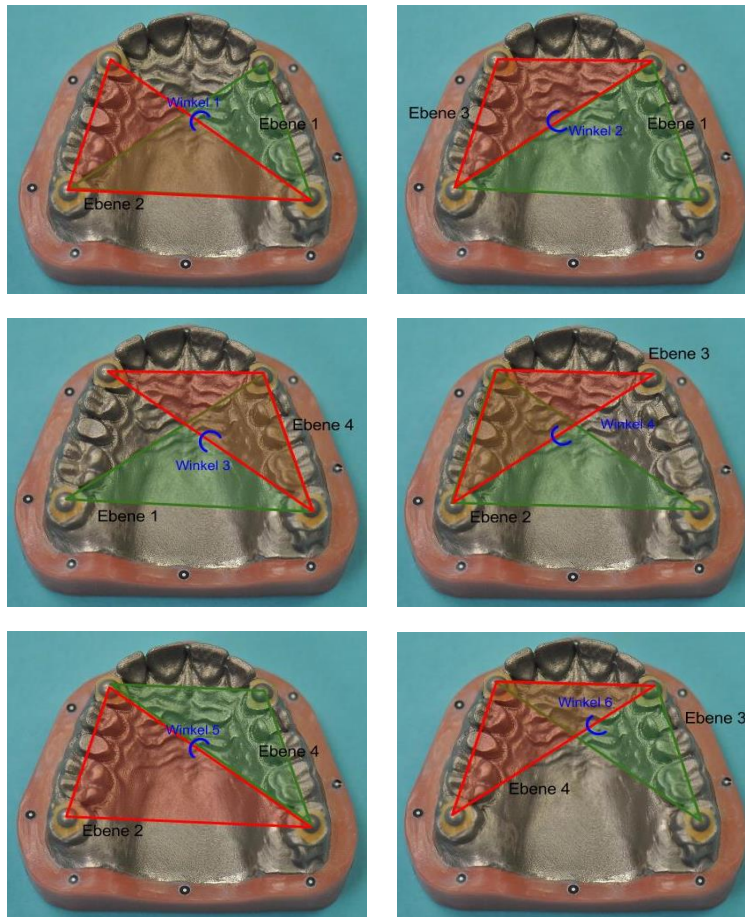


Abb. 15: Schnittwinkel der Ebenen

Die Schnittwinkel der Ebenen zueinander wurden ebenfalls mithilfe der GOM Inspect Software gemessen (Tabelle 25).

Mit einem Scankopf für kleinere Aufnahmen wurden ebenfalls mit dem Atos-Scanner die Einzelzähne 11, 15, 24 und 26 in gleicher Weise wie das gesamte Modell eingescannt und digitalisiert, sodass für den Vergleich von Einzelzähnen ebenfalls eine jeweilige Referenz zur Verfügung stand.

Zusammenfassend standen nun zum einen der Referenzscan selbst, mit dem ein Vergleich mit dem Scan des jeweiligen Scanners gemacht werden konnte, indem die beiden Scans überlagert und sie in einem sogenannten „Flächenvergleich auf CAD“ ausgewertet wurden (siehe hierzu unter 4.3.4 Prüfverfahren), zum anderen die Referenzwerte zum direkten Vergleich der Abstände und Winkel der Kugeln untereinander und der jeweilige Referenzscan des jeweiligen Einzelzahnes.

Um die Präzision des ATOS Core und somit auch des jeweiligen Referenzmodells für spätere Flächenvergleiche auf CAD zu verifizieren, erfolgten zehn Scans mit diesem

Scanner, die jeweils mit einem elften Scan mithilfe der oben genannten Software überlagert wurden. Anschließend erfolgten jeweils ein Flächenvergleich auf CAD sowie die Messung des mittleren positiven und negativen Abstandes (Werte in Tabelle 26 im Anhang). Da für die Erstellung einer Referenz für die Messung der Einzelzähne ein Scankopf für kleinere Aufnahmen verwendet wurde, erfolgte die Überprüfung in gleicher Weise (Tabelle 27 im Anhang) wie für den Scankopf für größere.

Die Untersuchungen ergaben eine mittlere positive und negative Abweichung von  $8\mu\text{m} \pm 0\mu\text{m}$  in Bezug auf den Scankopf für größere Aufnahmen und eine mittlere positive und negative Abweichung von  $4\mu\text{m} \pm 1\mu\text{m}$  in Bezug auf den Scankopf für kleinere Aufnahmen.

Eine Abstands- und Winkelmessung der Kugeln im Prüfmodell erfolgte mithilfe einer 3D-Koordinaten-Messmaschine (Rapid CNC, THOME, Messel) mit einem vom Hersteller angegebenen möglichen Fehler von  $\pm 3,5\mu\text{m}$  zehn Mal, und der jeweilige Mittelwert wurde mit dem Referenzwert (Referenzscan des ATOS Core) verglichen, um zu testen, wie genau der ATOS-Core-Scanner bezüglich einer Messung von Kugelabständen und Schnittwinkeln ist (Tabelle 28 im Anhang).

#### **4.3.3 Scans**

Es erfolgten mit den in Tab. 1 aufgeführten Scannern zu jeder Versuchsreihe jeweils zehn Scans ( $n = 10$ ). Die einzelnen Versuchsreihen bezogen sich auf:

1. Ganzkieferscan (für Kugelabstand- und Winkelvergleich)
2. Ganzkieferscan (für Flächenvergleich auf CAD)
3. Scan im Seitenzahnbereich (für Flächenvergleich auf CAD)
4. Scan im Frontzahnbereich (für Flächenvergleich auf CAD)
5. Scan der Einzelzähne (für Flächenvergleich auf CAD)

Bei den folgenden Untersuchungen lag das Hauptaugenmerk auf den Ganzkiefer- und Kieferabschnittscans. Die Untersuchungen zu den Einzelzahnschans wurden durchgeführt, um die Untersuchungen in einen Kontext zur Literatur zu bringen.

Die Scans erfolgten gemäß Angaben des Herstellers. Die Scans 4.3.3 1-4 wurden im zweiten Quadranten begonnen. Alle Scans wurden in das STL-Format gewandelt.

### 4.3.4 Prüfverfahren

Jeder einzelne Scan eines jeden Scanners wurde zunächst als Netz-Datei in GOM Inspect importiert. Auf die Ganzkieferscans aus 4.3.3 1 wurden zunächst auf die abgebildeten Kugeln idealrunde Kugeln konstruiert. Die anschließende Messung der Kugelabstände (Abbildung 16) und Schnittwinkel der Ebenen (Abbildung 17), die von jeweils drei der vier Kugeln gebildet werden, erfolgte für jeden Scan in gleichem Schema wie die Messung für die Referenzwerte im Referenzscan, erläutert unter 4.3.2.

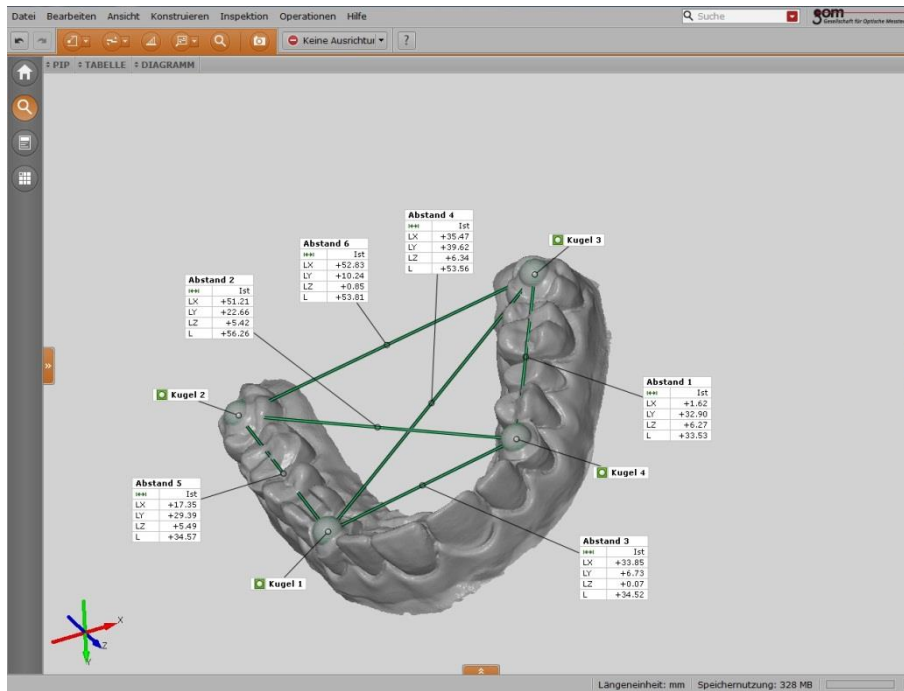


Abb. 16: Vermessung der Kugelabstände mit Hilfe von GOM Inspect

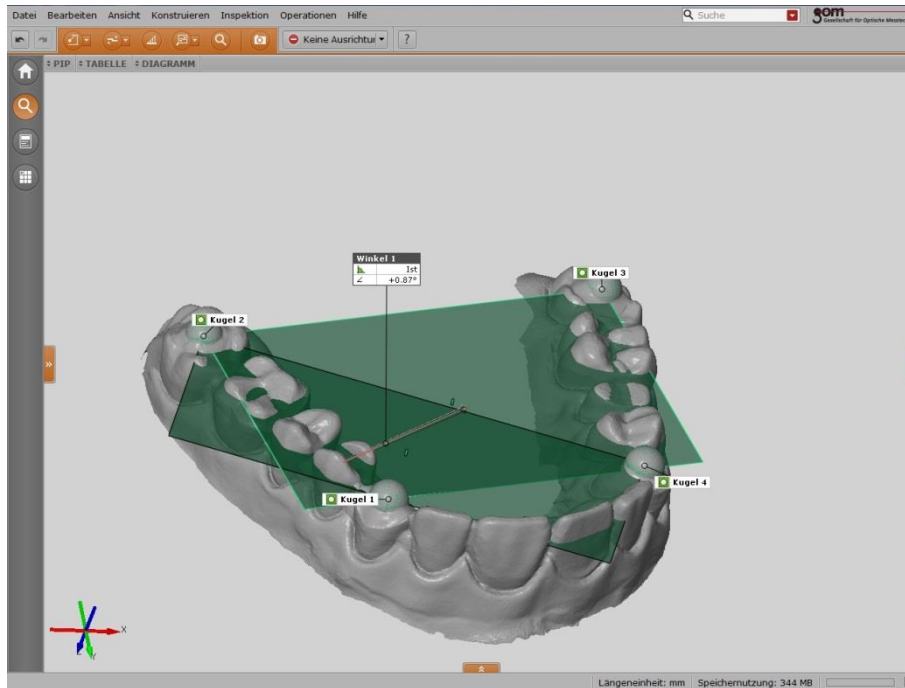


Abb. 17: Messung der Schnittwinkel mit Hilfe von GOM Inspect

Im zweiten Teil des Prüfverfahrens wurden zunächst jeder zu prüfende Scan aus 4.3.3 2 als STL-Netz-Datei und der mit dem ATOS Core erstellte Referenzscan als CAD-Datei in GOM Inspect importiert. Anschließend wurden zu prüfender Scan und Referenzscan so übereinander gelagert, dass sie mit den Kugeln, die sich auf den Zähnen 27, 23 und 13 befinden, möglichst deckungsgleich waren (Best-Fit-Überlagerung). Der maximale Punkteabstand, das heißt der Abstand, den zwei korrespondierende Punkte maximal haben dürfen, um übereinander gelagert zu werden, wurde auf  $10\mu\text{m}$  eingestellt. Anschließend erfolgte der Flächenvergleich auf CAD in Bezug auf die vierte Kugel (die Kugel auf Zahn 17). Dies bedeutet, dass der mittlere Abstand zwischen zu prüfendem Scan und Referenzscan gemessen wurde („Mean Distance“). Der zu prüfende Scan kann entweder bestenfalls auf der Referenz liegen, das heißt der Abstand ist 0, über der Referenz oder unter der Referenz liegen. Damit sich positive und negative Werte nicht gegeneinander aufheben und somit das Ergebnis verfälschen, wurde einmal nach positiven und einmal nach negativen Werten selektiert. Die Werte wurden getrennt voneinander aufgelistet.

Im dritten Teil des Prüfverfahrens wurde wie auch im zweiten Teil jeder zu Scan aus 4.3.3 3 als STL-Netz-Datei und der Referenzscan als CAD-Datei in GOM Inspect importiert. Sie wurden, wie oben beschrieben, so übereinander gelagert, dass die Kugeln auf dem

Zahn 27 möglichst deckungsgleich waren. Der anschließende Flächenvergleich auf CAD erfolgt, wie oben beschrieben, an Zahn 23.

Der vierte Teil des Prüfverfahrens erfolgte analog zum dritten Teil, allerdings mit Überlagerung der Kugeln auf dem Zahn 23 und Flächenvergleich auf der Kugel auf 13.

Im fünften Teil des Prüfverfahrens wurden jeweils die Referenzscans der Zähne 11, 15, 24 und 26 als CAD-Datei importiert und mit den korrespondierenden Scans des jeweiligen Scanners, welche jeweils als Netz-Datei importiert wurden, mithilfe der Best-Fit-Überlagerung zur Deckung gebracht und anschließend wie in den oben aufgeführten Teilen des Prüfverfahrens überprüft.

## 4.4 Statistische Auswertung

Ziel der statistischen Auswertung war es, die drei verschiedenen Scanner bezüglich folgender Aspekte zu untersuchen:

- Vergleich der Kugelabstände im Ganzkieferscan
- Vergleich der Schnittwinkel der Ebenen im Ganzkieferscan
- Flächenvergleich auf CAD im Ganzkieferscan
- Flächenvergleich auf CAD im Seitenzahnsan
- Flächenvergleich auf CAD im Frontzahnsan
- Flächenvergleich auf CAD im jeweiligen Einzelzahnsan

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte unter Zuhilfenahme einer statistischen Beratung durch Herrn Dr. Johannes Herrmann. Sie erfolgte mithilfe von SPSS Version 22 (IBM).

Die deskriptive Darstellung der Ergebnisse umfasst Mittelwerte sowie Standardabweichung der jeweiligen Untersuchung. Zur grafischen Darstellung normalverteilter Werte sind zwar Boxplots ungeeignet, jedoch wurden sie der Übersichtlichkeit wegen dennoch angewandt. Nachdem mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests geprüft worden war, wie stark die Verteilungen der Werte von einer Normalverteilung abweichen, und nachdem die Varianzen mit dem Levene-Test geprüft waren, wurden die Scanner bezüglich der oben aufgezählten Aspekte paarweise mit dem jeweils für die Voraussetzungen geeigneten Test miteinander verglichen. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf 0,05 gelegt. Ab einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  wurde die Nullhypothese, dass alle Scanner gleiche Werte liefern, zurückgewiesen.

### ***4.4.1 Kugelabstände und Winkel im Ganzkieferscan***

Betrachtet wurde hier die jeweilige Abweichung der Kugelabstände vom jeweiligen Referenzwert. Da positive und negative Werte zu erwarten waren, wurde die statistische Auswertung einmal mit Beträgen durchgeführt, um nicht die Mittelwerte zu verfälschen, und einmal ohne Beträge durchgeführt, um nicht die Standardabweichung zu verfälschen, da diese das Maß für die Streuung der Scannergebnisse ist. Gleiches galt für die Schnittwinkel der Ebenen. Neben der deskriptiven Statistik erfolgte zum paarweisen Vergleich eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Im Fall einer Varianzheterogenität wurde



der Welch-Test angewendet. Wenn die Nullhypothese, dass es keinen Unterschied zwischen den Gruppen gibt, durch ein signifikantes Ergebnis der ANOVA zurückgewiesen werden konnte, wurden zusätzlich Post-hoc-Tests angewendet, der Tukey-Test bei Varianzhomogenität, der Games-Howell-Test bei Varianzheterogenität.

#### ***4.4.2 Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahns cans***

Bei der Auswertung der Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahns cans wurden die Werte aus dem jeweiligen Flächenvergleich auf CAD in positive (Mean Distance Positive) und negative (Mean Distance Negative) unterteilt. Neben der deskriptiven Statistik war zu untersuchen, ob die drei Scanner sich in Bezug auf die mittlere Abweichung unterscheiden. Ebenfalls sollte untersucht werden, ob der gescannte Abschnitt (Ganzkiefer, Seitenzähne, Frontzähne) Einfluss auf die Werte hat und ob Unterschiede zwischen den Scannertypen je nach gescanntem Abschnitt unterschiedlich sind (Interaktion zwischen Scanner und Abschnitt). Zur Anwendung kam hierfür eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Verglichen wurden die Mittelwerte und die geschätzten Randmittel. Aufgrund der Varianzheterogenität wurde die Prozedur „MIXED“ angewandt.

#### ***4.4.3 Einzelzahns cans***

Bei Auswertung der Einzelzahns cans wurden die Werte aus dem jeweiligen Flächenvergleich auf CAD in positive (Mean Distance Positive) und negative (Mean Distance Negative) unterteilt. Neben der deskriptiven Statistik sollte untersucht werden, ob die drei Scanner sich in ihren Mittelwerten unterscheiden. Desweiteren war der Einfluss der Zahnpositionen (11, 15, 24 und 26) zu vergleichen und der Unterschied zwischen den Scannern daraufhin zu prüfen, ob der für alle Zahnpositionen gleichermaßen gilt. Hierfür kam eine zweifaktorielle ANOVA mit Interaktion zwischen den beiden Fällen zur Anwendung. Verglichen wurden die Mittelwerte und die geschätzten Randmittel. In beiden Faktoren, Scanner und Zahn, war eine Varianzheterogenität vorzufinden, weswegen die Prozedur „MIXED“ verwendet wurde. Zur Validierung der mittleren negativen Abstände (Mean Distance Negative) wurde aufgrund der wesentlichen Abweichung von einer Normalverteilung nochmals eine ANOVA über die Ränge durchgeführt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Kugelabstände

#### 5.1.1 Abstand 3\_4 (erster Quadrant)

In Tabelle 5 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 4 und Kugel 3 (Abbildung 18) aufgeführt. Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 3\_4.

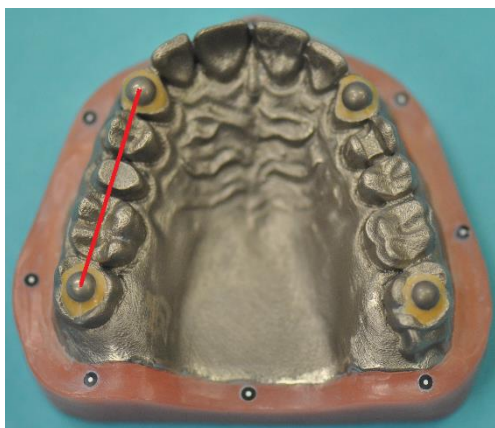


Abb. 18: Abstand 4\_3

Tab. 5: Abweichungen des Kugelabstandes 4\_3 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnica	10	10	$470 \pm 12$	0	-	$470 \pm 12$	$470 \pm 12$
True Definition	10	10	$27 \pm 10$	0	-	$27 \pm 10$	$27 \pm 10$
Cara	10	0	-	10	$-17 \pm 9$	$17 \pm 9$	$-17 \pm 9$

Tab. 6: Kugelabstand im ersten Quadranten; Ergebnisse des Tukey-Tests

	True Definition	Omnica
Omnica	$p < 0,05$	-
Cara TRIOS	n.s.	$p < 0,05$

### 5.1.2 Abstand 2\_1 (zweiter Quadrant)

In Tabelle 7 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 2 und Kugel 1 (Abbildung 19) aufgeführt. Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 2\_1.

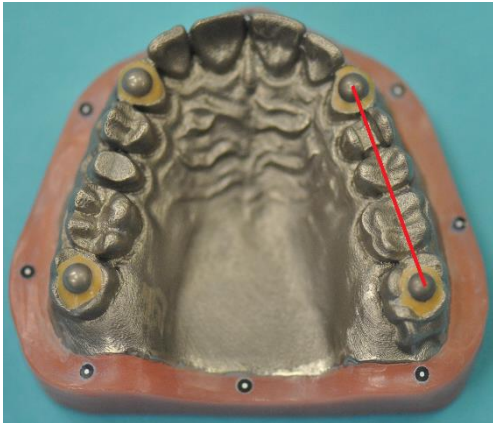


Abb. 19: Abstand 2\_1

Tab. 7: Abweichungen des Kugelabstandes 2\_1 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnica	10	10	$471 \pm 15$	0	-	$471 \pm 15$	$470 \pm 15$
True Definition	10	10	$50 \pm 13$	0	-	$50 \pm 13$	$50 \pm 13$
Cara	10	0	-	10	$-21 \pm 9$	$21 \pm 9$	$-21 \pm 9$

Tab. 8: Kugelabstand im zweiten Quadranten; Ergebnisse des Tukey-Tests

	True Definition	Omnica
Omnica	$p < 0,05$	-
Cara TRIOS	$p < 0,05$	$p < 0,05$

### 5.1.3 Abstand 4\_1 (Front)

In Tabelle 9 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 4 und Kugel 1 (Abbildung 20) aufgeführt. Tabelle 10 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 4\_1.

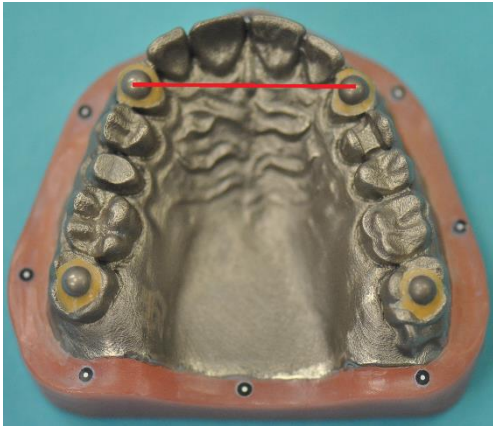


Abb. 20: Abstand 4\_1

Tab. 9: Abweichungen des Kugelabstandes 4\_1 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnica	10	10	$420 \pm 20$	0	-	$420 \pm 20$	$420 \pm 20$
True Definition	10	5	$39 \pm 17$	5	$-35 \pm 27$	$37 \pm 21$	$2 \pm 44$
Cara	10	6	$17 \pm 11$	4	$-30 \pm 21$	$22 \pm 16$	$-2 \pm 28$

Tab. 10: Kugelabstand in der Front; Ergebnisse des Tukey-Tests

	True Definition	Omnica
Omnica	$p < 0,05$	-
Cara TRIOS	n.s.	$p < 0,05$

#### 5.1.4 Abstand 3\_2 (Molar zu Molar)

In Tabelle 11 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 3 und Kugel 2 (Abbildung 21) aufgeführt. Tabelle 12 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 3\_2.

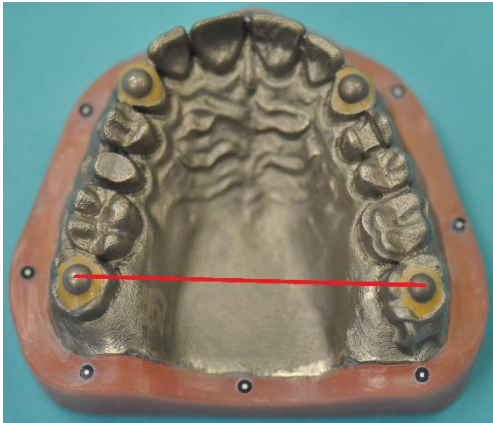


Abb. 21: Abstand 3\_2

Tab. 11: Abweichungen des Kugelabstandes 3\_2 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnica	10	10	$528 \pm 123$	0	-	$528 \pm 123$	$528 \pm 123$
True Definition	10	5	$327 \pm 337$	5	$-269 \pm 332$	$298 \pm 317$	$29 \pm 445$
Cara	10	7	$172 \pm 125$	3	$-69 \pm 58$	$141 \pm 116$	$100 \pm 157$

Tab. 12: Kugelabstand zwischen den Molaren; Ergebnisse des Games Howell-Tests

	True Definition	Omnica
Omnica	n.s.	-
Cara TRIOS	n.s.	$p < 0,05$

Zur Validierung wurde aufgrund der zwei Ausreißer der Messwerte beim Scanner True Definition erneut ein Games-Howell-Test, allerdings ohne die beiden Ausreißer, durchgeführt. Hier ergaben sich auch signifikante Unterschiede zwischen den Scannern Omnicam und True Definition ( $p < 0,05$ ).

### 5.1.5 Abstand 4\_2 (Diagonale Zahn 13 zu Zahn 27)

In Tabelle 13 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 4 und Kugel 2 (Abbildung 22) aufgeführt. Tabelle 14 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 4\_2.

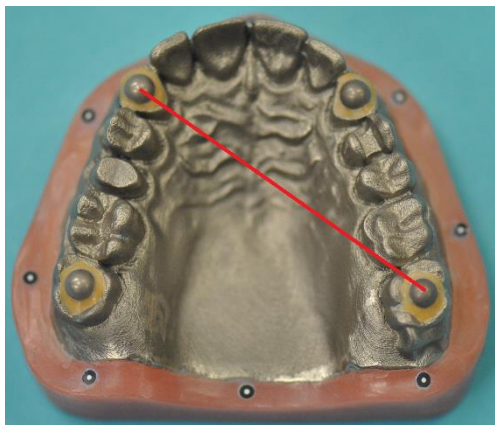


Abb. 22: Abstand 4\_2

Tab. 13: Abweichungen des Kugelabstandes 4\_2 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnica	10	10	$694 \pm 41$	0	-	$694 \pm 41$	$694 \pm 41$
True Definition	10	7	$112 \pm 64$	3	$-77 \pm 75$	$102 \pm 65$	$55 \pm 111$
Cara	10	7	$91 \pm 64$	3	$-31 \pm 32$	$73 \pm 62$	$54 \pm 80$

Tab. 14: Kugelabstand zwischen Zahn 13 und Zahn 27; Ergebnisse des Tukey-Tests

	True Definition	Omnica
Omnica	$p < 0,05$	-
Cara TRIOS	n.s.	$p < 0,05$

### 5.1.6 Abstand 1\_3 (Diagonale Zahn 23 zu Zahn 17)

In Tabelle 15 sind die Abweichungen vom Referenzwert des Abstandes zwischen Kugel 1 und Kugel 3 (Abbildung 23) aufgeführt. Tabelle 16 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche bezogen auf den Abstand 1\_3.

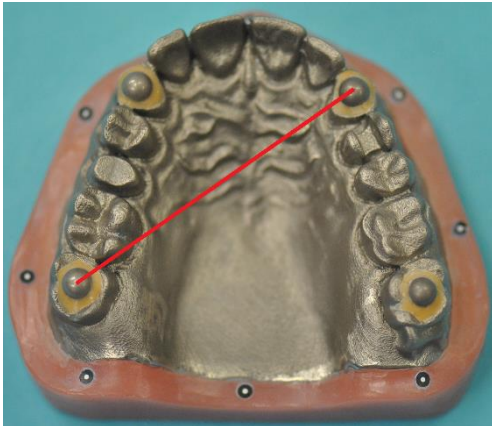


Abb. 23: Abstand 1\_3

Tab. 15: Abweichungen des Kugelabstandes 1\_3 vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	Anzahl positiver Abweichungen	mittlere positive Abweichung ( $\mu\text{m}$ )	Anzahl negativer Abweichungen	mittlere negative Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlerer Betrag aller Abweichungen ( $\mu\text{m}$ )	mittlere Abweichung ( $\mu\text{m}$ )
Omnicam	10	10	$860 \pm 125$	0	-	$860 \pm 125$	$860 \pm 125$
True Definition	10	5	$58 \pm 33$	5	$-34 \pm 19$	$46 \pm 29$	$12 \pm 55$
Cara	10	4	$30 \pm 32$	6	$-53 \pm 33$	$44 \pm 33$	$-20 \pm 53$

Tab. 16: Kugelabstand zwischen Zahn 23 und Zahn 17; Ergebnisse des Games-Howell-Tests

	True Definition	Omnicam
Omnicam	$p < 0,05$	-
Cara TRIOS	n.s.	$p < 0,05$

Die geringste Abweichung betrug beim Cara TRIOS im ersten und zweiten Quadranten mit  $17 \pm 9 \mu\text{m}$  beziehungsweise  $21 \pm 9 \mu\text{m}$ , die größte Abweichung war bei der Omnicam mit  $860 \pm 125 \mu\text{m}$  zwischen den Zähnen 23 und 17 diagonal feststellbar.

### 5.1.7 Abstände im Vergleich

Zusammenfassend zeigen Abbildungen 24 und 25 nochmals einen graphischen Vergleich der Abweichungen von den Kugelabständen in Bezug auf den jeweiligen Referenzwert, aufgeteilt nach dem jeweiligen untersuchten Scanner.

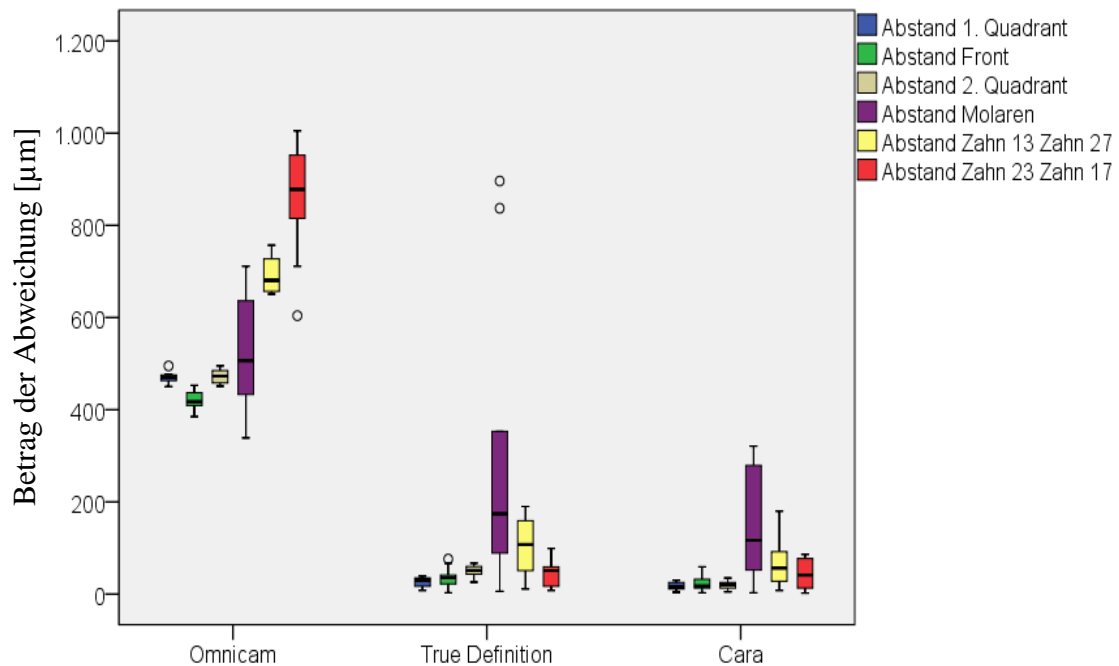


Abb. 24: Kugelabstände im Vergleich; Beträge der Abweichungen vom Referenzwert

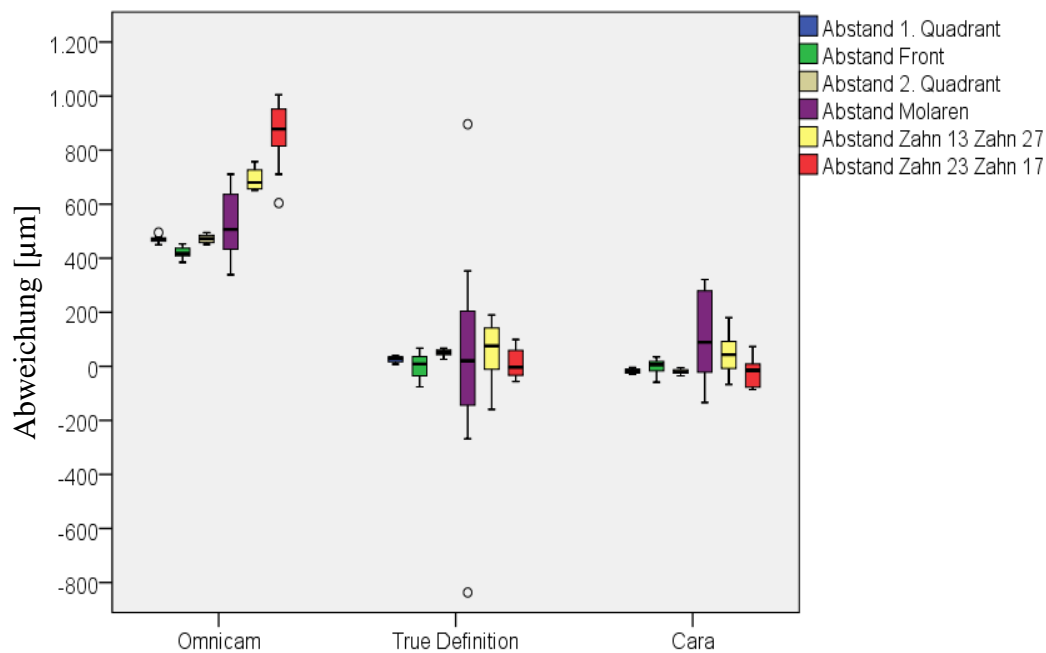


Abb. 25: Kugelabstände im Vergleich; Abweichungen vom Referenzwert



## 5.2 Schnittwinkel der Ebenen

In Tabelle 17 sind die mittleren Abweichungen sowie Standardabweichungen der Schnittwinkel der Ebenen vom jeweiligen Referenzwert aufgeführt.

Tab. 17: Abweichungen der Schnittwinkel vom Referenzwert

Scanner	n (Scans)	mittlere Abweichung Winkel 1	mittlere Abweichung Winkel 2	mittlere Abweichung Winkel 3	mittlere Abweichung Winkel 4	mittlere Abweichung Winkel 5	mittlere Abweichung Winkel 6
Omicam	10	$0,21 \pm 0,11^\circ$	$0,33 \pm 0,18^\circ$	$0,21 \pm 0,12^\circ$	$0,2 \pm 0,11^\circ$	$0,34 \pm 0,18^\circ$	$0,32 \pm 0,18^\circ$
True Definition	10	$0,17 \pm 0,08^\circ$	$0,26 \pm 0,14^\circ$	$0,18 \pm 0,1^\circ$	$0,17 \pm 0,08^\circ$	$0,29 \pm 0,14^\circ$	$0,28 \pm 0,13^\circ$
Cara	10	$0,11 \pm 0,07^\circ$	$0,17 \pm 0,11^\circ$	$0,11 \pm 0,07^\circ$	$0,1 \pm 0,07^\circ$	$0,2 \pm 0,12^\circ$	$0,17 \pm 0,11^\circ$

Abbildung 26 zeigt noch einmal der Übersichtlichkeit wegen zusammenfassend einen graphischen Vergleich der Abweichungen der Schnittwinkel der Ebenen in Bezug auf den jeweiligen Referenzwert aufgeteilt nach dem jeweiligen untersuchten Scanner.

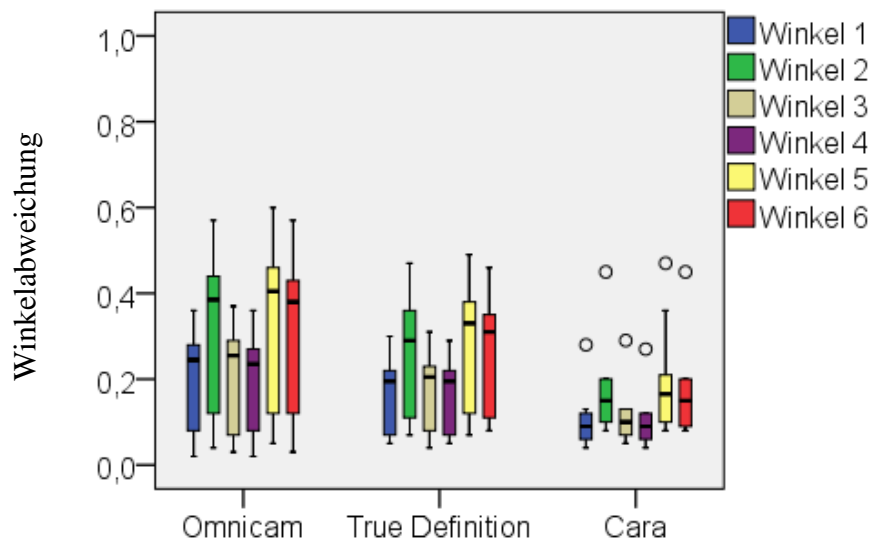


Abb. 26: Winkelabweichungen im graphischen Vergleich

In Tabelle 18 sind die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche (Varianzanalyse beziehungsweise Welch-Test beziehungsweise Games-Howell-Test) der Scanner anhand der Schnittwinkel der Ebenen aufgeführt.

Da der Welch-Test beim Vergleich der Scanner in Bezug auf Winkel 4 zu einem knappen Ergebnis führte, wurde ein Post-hoc-Test (Games-Howell-Test) durchgeführt. Dieser bestätigte, dass keine signifikanten Unterschiede bestanden.

Tab. 18: Paarweise Vergleiche der Scanner anhand der Schnittwinkel

paarweiser Scannervergleich	Winkel 1	Winkel 2	Winkel 3	Winkel 4	Winkel 5	Winkel 6
Omnicam-True Definition	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Cara TRIOS-True Definition	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Cara TRIOS-Omnicam	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

### 5.3 Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahnscan

Tabelle 19 zeigt die Abweichungen bei den Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahnscans in Bezug auf die jeweilige Referenz. Dargestellt sind immer jeweils die Mittelwerte (MW) der positiven und der negativen Abweichungen sowie deren Standardabweichungen (STABW).

Tab. 19: Abweichungen der Scans vom Referenzmodell in Abhängigkeit vom gescannten Kieferabschnitt

Scan-Pfad	Scanner	N	MW positiv (µm)	STABW positiv (µm)	MW negativ (µm)	STABW negativ (µm)
Ganzkiefer	Omnicam	10	312	21	-303	13
	True Definition	10	50	19	-58	27
	Cara TRIOS	10	43	19	-41	14
Seitenzähne	Omnicam	10	230	166	-133	66
	True Definition	10	81	53	-44	43
	Cara TRIOS	10	18	8	-30	7
Frontzähne	Omnicam	10	228	162	-161	61
	True Definition	10	104	70	-87	28
	Cara TRIOS	10	16	12	-32	12

Abbildungen 27 und 28 zeigen einen graphischen Vergleich der Ganzkiefer-, Seitenzahn- und Frontzahnscans. Dargestellt sind immer die positive (Abb. 28) und die negative (Abb. 29) Abweichung in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Bereich und angewandten Scanner.

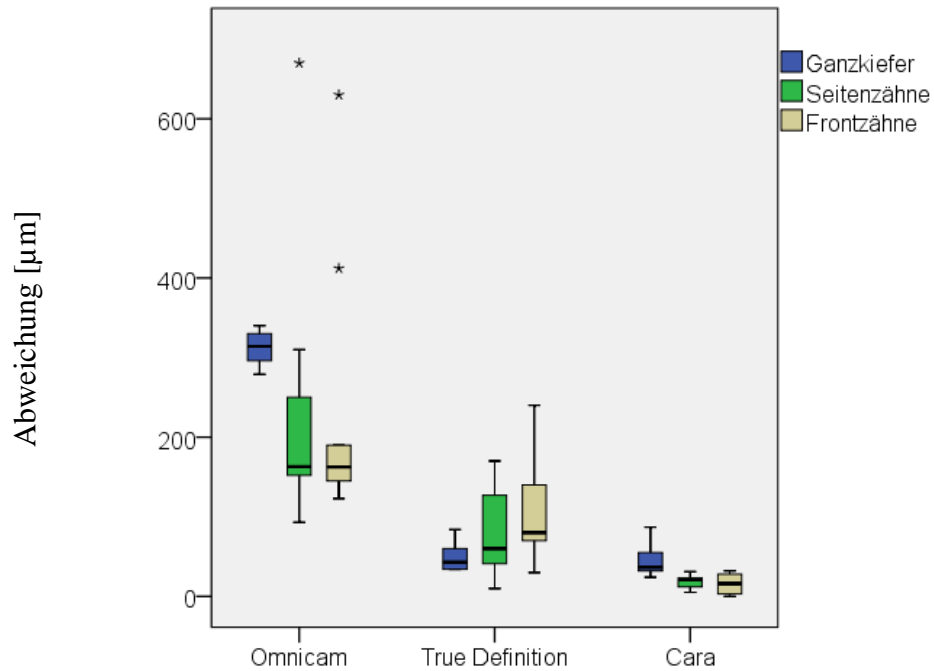


Abb. 27: Ganzkiefer-, Seiten- und Frontzahnscans im graphischen Vergleich, positive Abweichungen

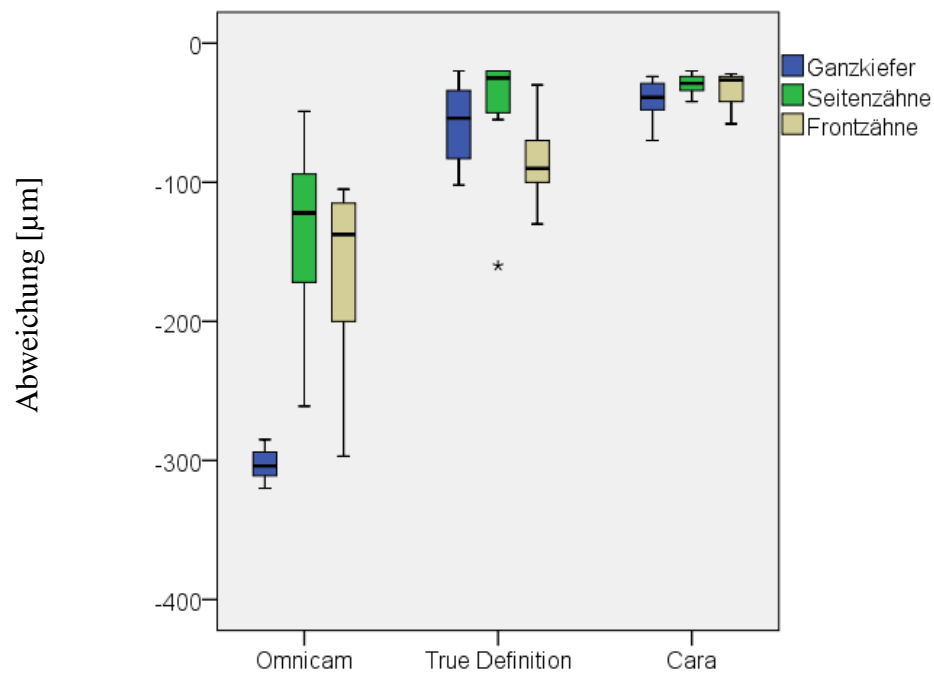


Abb. 28: Ganzkiefer-, Seiten- und Frontzahnscans im graphischen Vergleich, negative Abweichungen

Der Test der festen Effekte ergab für die positiven und die negativen Abweichungen von der Referenz signifikante Unterschiede unter den Mittelwerten der Scanner insgesamt ( $p < 0,05$ ). Auch die Interaktion zwischen den beiden Faktoren Scanner und gescannter Abschnitt wies auf signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) hin.

Tabelle 20 zeigt die Mittelwerte aus den geschätzten Randmitteln der positiven und der negativen Abweichungen aus Scanner und Kieferabschnitt in Interaktion insgesamt, aufgeteilt nach Scannern.

Tabelle 21 gibt die paarweisen Vergleiche der geschätzten Randmittel der Scanner insgesamt für die positiven und die negativen Abweichungen an.

Tab. 20: Geschätzte Randmittel insgesamt, positiv und negativ

Scanner	Omnicam	True Definition	Cara TRIOS
Geschätztes Randmittel gesamt positiv	257 $\mu$ m	78 $\mu$ m	26 $\mu$ m
Geschätztes Randmittel gesamt negativ	-199 $\mu$ m	-63 $\mu$ m	-34 $\mu$ m

Tab. 21: Paarweiser Vergleich der geschätzten Randmittel insgesamt; schwarz für positive Abweichungen, rot für negative Abweichungen

Scanner	Omnicam	True Definition	Cara TRIOS
Omnicam	-	$p < 0,05$	$p < 0,05$
True Definition	$p < 0,05$	-	$p < 0,05$
Cara TRIOS	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-

In Abbildung 29 sind die Interaktionsdiagramme der geschätzten Randmittel der positiven Abweichungen des jeweiligen Scanners in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Abschnitt im Vergleich dargestellt.

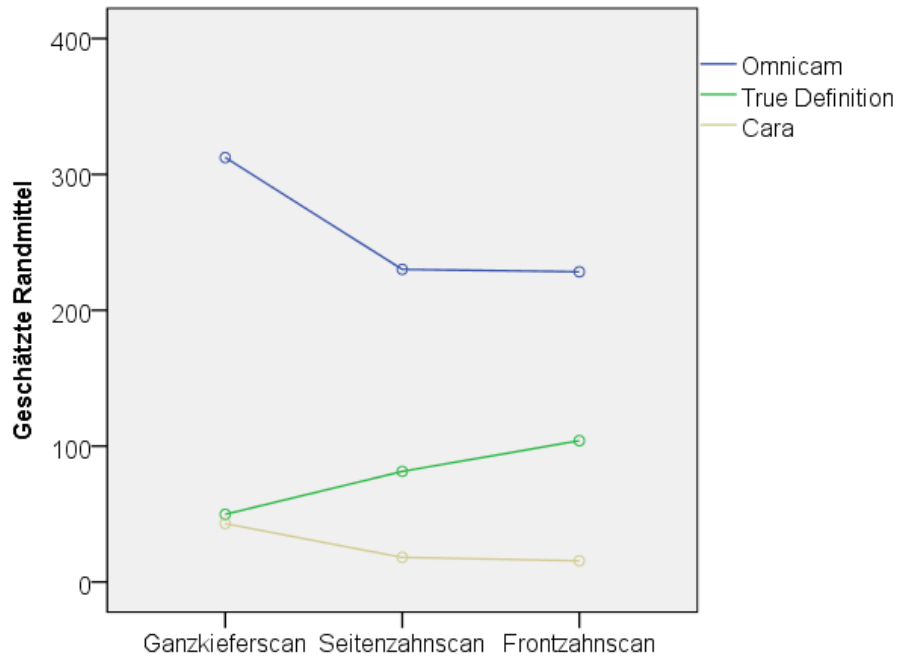


Abb. 29: Interaktionsdiagramme, positive geschätzte Randmittel

Die analysierten Mittelwerte werden stark durch drei besonders große Ausreißer beeinflusst. Diese waren bei der Omnicam ein Seitenzahnsch und zwei Frontzahnschs. Unter Winsorisierung (Ersetzung durch den höchsten sonst gemessenen Wert, um die Hebelwirkung der drei Beobachtungen zu verringern, ohne die Werte zu löschen) der drei Ausreißerwerte wurde erneut eine Analyse durchgeführt (Abbildung 30). Es zeigte sich, dass die Ergebnisse der Analyse ohne Winsorisierung bestätigt wurden.

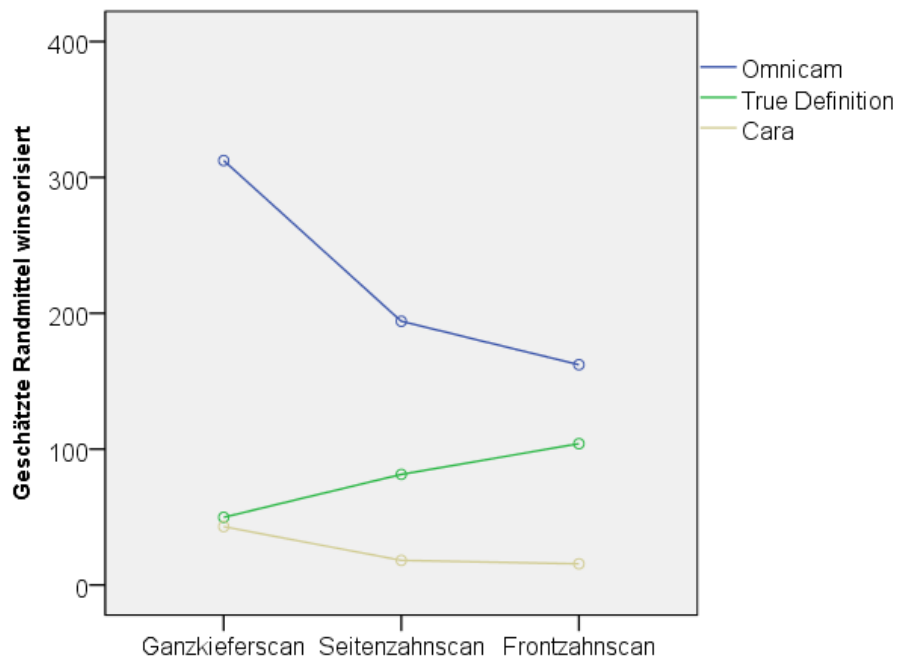


Abb. 30: Interaktionsdiagramme, geschätzte positive Randmittel winsorisiert

In Abbildung 31 sind die Interaktionsdiagramme der geschätzten Randmittel der negativen Abweichungen des jeweiligen Scanners in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Abschnitt im Vergleich dargestellt.

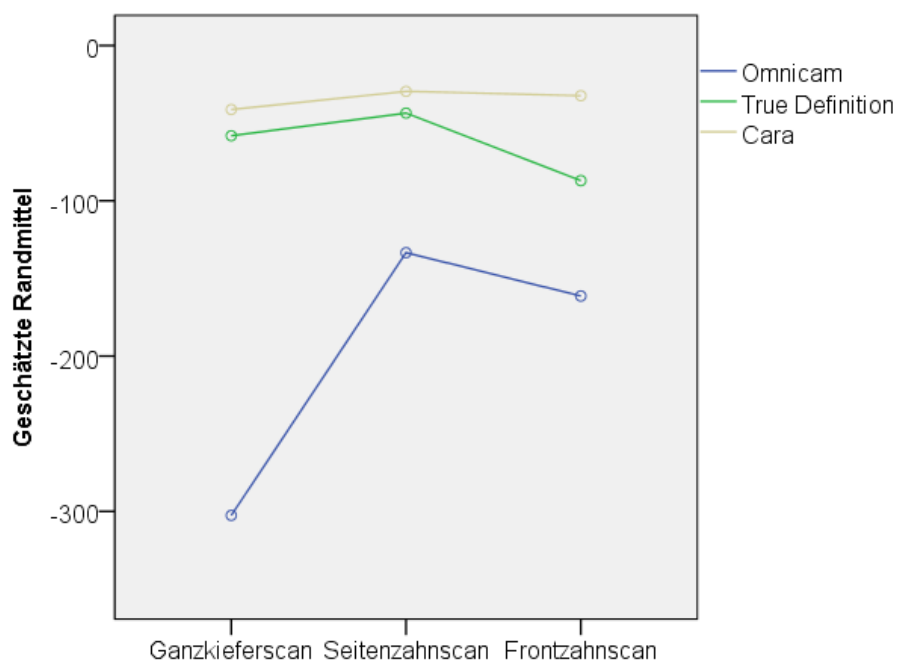


Abb. 31: Interaktionsdiagramme, geschätzte negative Randmittel

## 5.4 Einzelzähne

Tabelle 22 zeigt die Abweichungen der Einzelzahn-Scans in Bezug auf die jeweilige Referenz. Dargestellt sind immer jeweils die Mittelwerte der positiven und der negativen Abweichungen sowie deren Standardabweichungen.

Tab. 22: Abweichungen der Einzelzahn-Scans vom jeweiligen Referenzscan

<b>Zahn (Restauration)</b>	<b>Scanner</b>	<b>N</b>	<b>MW positiv (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>STABW positiv (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>MW negativ (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>STABW negativ (<math>\mu\text{m}</math>)</b>
15 (Vollkrone)	Omnicam	10	26	2	-26	4
	True Definition	10	11	0	-13	3
	Cara TRIOS	10	10	1	-13	1
11 (Veneer)	Omnicam	10	18	2	-15	5
	True Definition	10	8	1	-7	3
	Cara TRIOS	10	5	1	-7	1
24 (Inlay)	Omnicam	10	16	3	-27	4
	True Definition	10	15	2	-13	1
	Cara TRIOS	10	13	2	-16	1
26 (Overlay)	Omnicam	10	22	1	-20	1
	True Definition	10	15	1	-18	1
	Cara TRIOS	10	9	1	-20	1

Die mittleren positiven Abstände reichten von  $5 \pm 1\mu\text{m}$ , gescannt mit dem Cara TRIOS, bei der Veneer-Präparation bis  $26 \pm 2\mu\text{m}$ , bei der Vollkronen-Präparation gescannt mit der Omnicam. Die mittleren negativen Abstände reichten von  $-7 \pm 1\mu\text{m}$ , gescannt mit dem Cara TRIOS, beziehungsweise  $-7 \pm 3\mu\text{m}$ , gescannt mit dem True Definition bei der Veneer-Präparation bis  $-27 \pm 4\mu\text{m}$  bei der Inlay Präparation, gescannt mit der Omnicam.



Abbildungen 32 und 33 zeigen einen graphischen Vergleich der Einzelzahnscans. Dargestellt sind immer die positive (Abb. 32) und die negative Abweichung (Abb. 33) in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Zahn und angewandten Scanner.

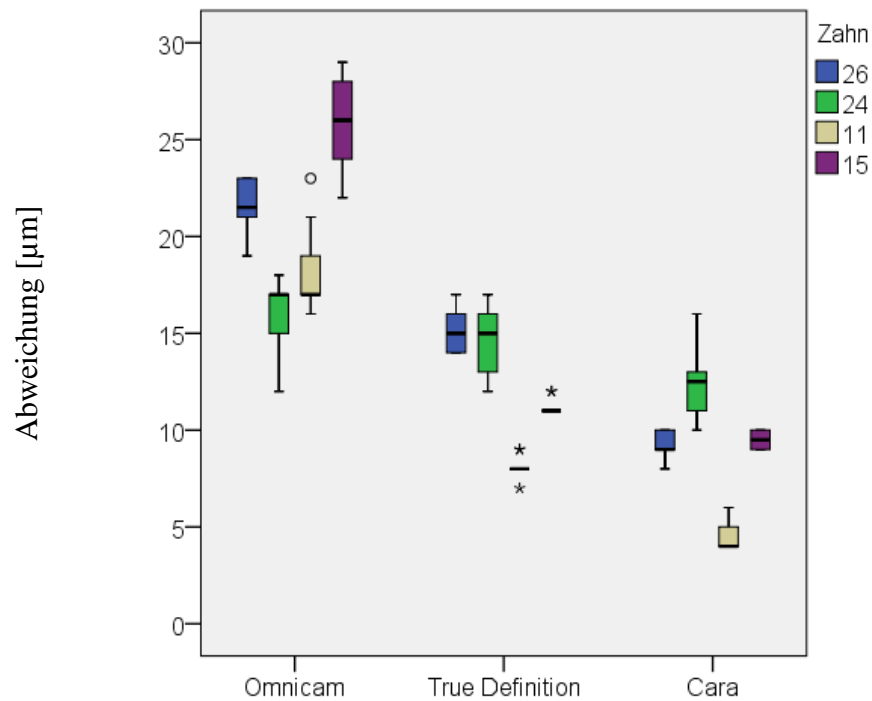


Abb. 32: Positive Abweichungen der Einzelzahn-Scans im graphischen Vergleich

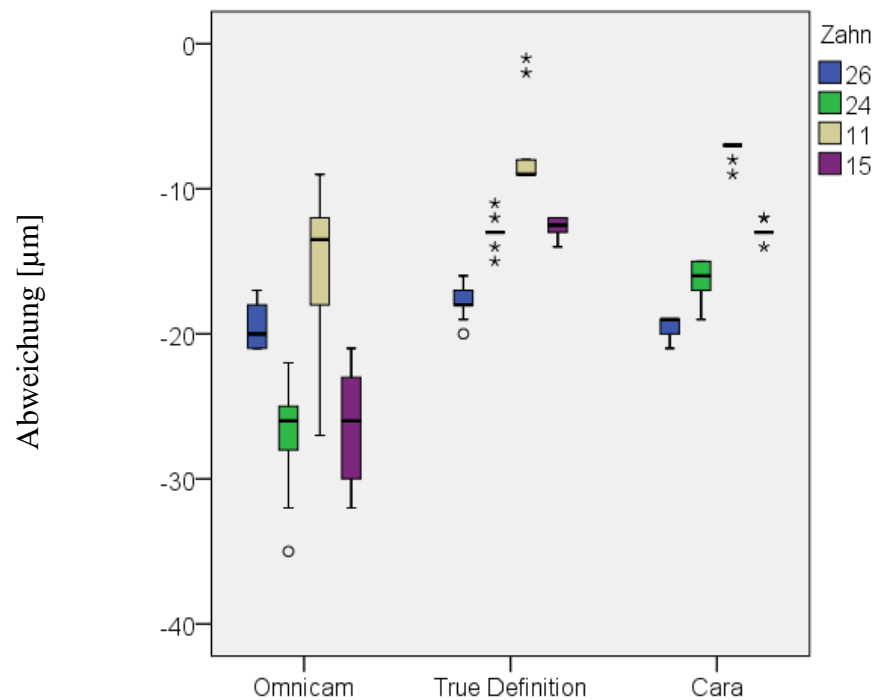


Abb. 33: Negative Abweichungen der Einzelzahn-Scans im graphischen Vergleich

Abbildungen 34 bis 37 zeigen jeweils den Scan mit der geringsten und der größten Abweichung im Vergleich. Die Skala rechts gilt für alle vier Abbildungen.

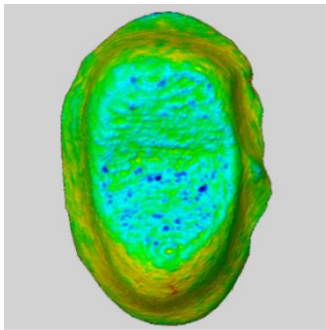
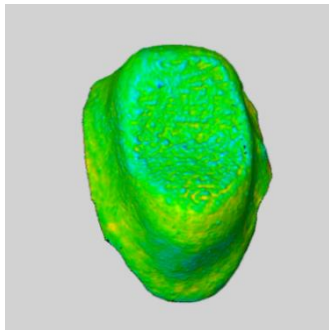


Abb. 34: Zahn 15 im Vergleich; links True Definition, rechts Omnicam

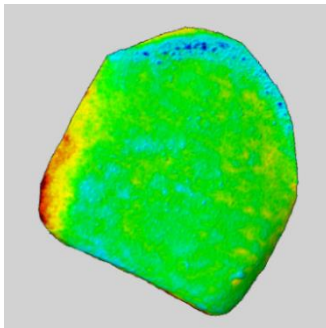
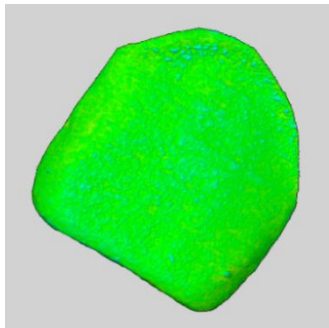


Abb. 35: Zahn 11 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam

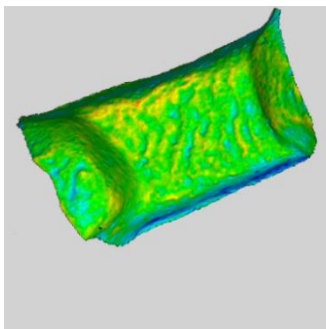
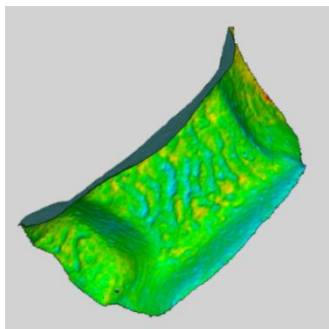


Abb. 36: Zahn 24 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam

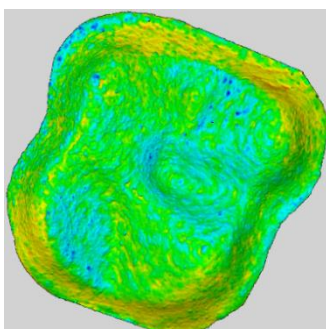
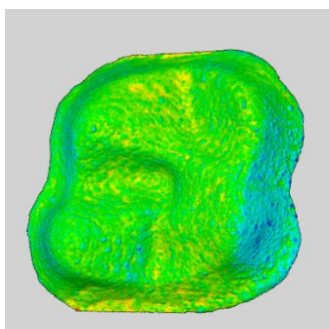
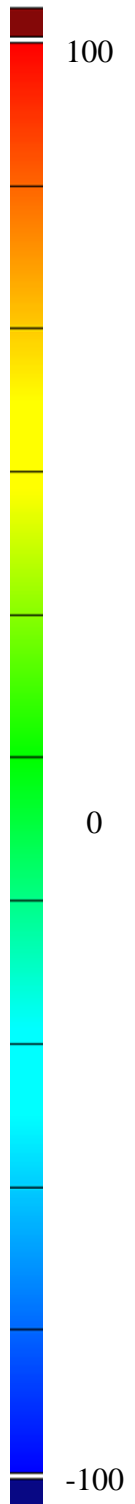


Abb. 37: Zahn 26 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam

Abweichung in  $\mu\text{m}$



Die Abweichungen ergaben sich vor allem okklusal und an den Seitenflächen der Stumpf- und der Kavitätenpräparationen sowie an den Präparationsrändern aller Präparationsformen, besonders aber an Zahn 11.

Der Test der festen Effekte ergab für positive wie auch für negative Abweichungen von der Referenz signifikante Unterschiede sowohl unter den Mittelwerten der Scanner insgesamt ( $p < 0,05$ ) als auch unter den Mittelwerten der jeweiligen Zahnposition insgesamt ( $p < 0,05$ ). Auch die Interaktion zwischen den beiden Faktoren wies signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) auf.

Tabelle 23 zeigt die Mittelwerte aus den geschätzten Randmitteln der positiven und der negativen Abweichungen aus Scanner und gescanntem Zahn in Interaktion insgesamt, aufgeteilt nach Scannern.

Tabelle 24 zeigt die paarweisen Vergleiche der geschätzten Randmittel der Scanner insgesamt für die positiven und die negativen Abweichungen.

Tab. 23: Geschätzte Randmittel der Einzelzahn-Scans insgesamt, positiv und negativ

Scanner	Omnicam	True Definition	Cara TRIOS
Geschätztes Randmittel gesamt positiv	20 $\mu$ m	12 $\mu$ m	9 $\mu$ m
Geschätztes Randmittel gesamt negativ	-22 $\mu$ m	-13 $\mu$ m	-14 $\mu$ m

Tab. 24: Paarweiser Vergleich der geschätzten Randmittel der Einzelzahnsensoren insgesamt; schwarz für positive Abweichungen, rot für negative Abweichungen

Scanner	Omnicam	True Definition	Cara TRIOS
Omnicam	-	$p < 0,05$	$p < 0,05$
True Definition	$p < 0,05$	-	$p < 0,05$
Cara TRIOS	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-

Tabelle 23 zeigt, dass in Bezug auf die positive Abweichung von der Referenz die geschätzten Randmittel des Cara TRIOS insgesamt unter denen des True Definition liegen und die des True Definition insgesamt unter denen der Omnicam. Was die negativen Werte betrifft, liegen die geschätzten Randmittel des True Definition und des Cara TRIOS unter denen der Omnicam, jedoch liegen die Werte des True Definition teilweise unter denen des Cara TRIOS oder sie sind gleich. Man vergleiche hierzu Interaktionsdiagramme Abbildungen 38 und 39. Durch Anwendung einer ANOVA über die Ränge wurden die Ergebnisse zu den negativen Werten validiert.

In Abbildung 38 sind die Interaktionsdiagramme der geschätzten Randmittel der positiven Abweichungen des jeweiligen Scanners in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Zahn im Vergleich dargestellt.

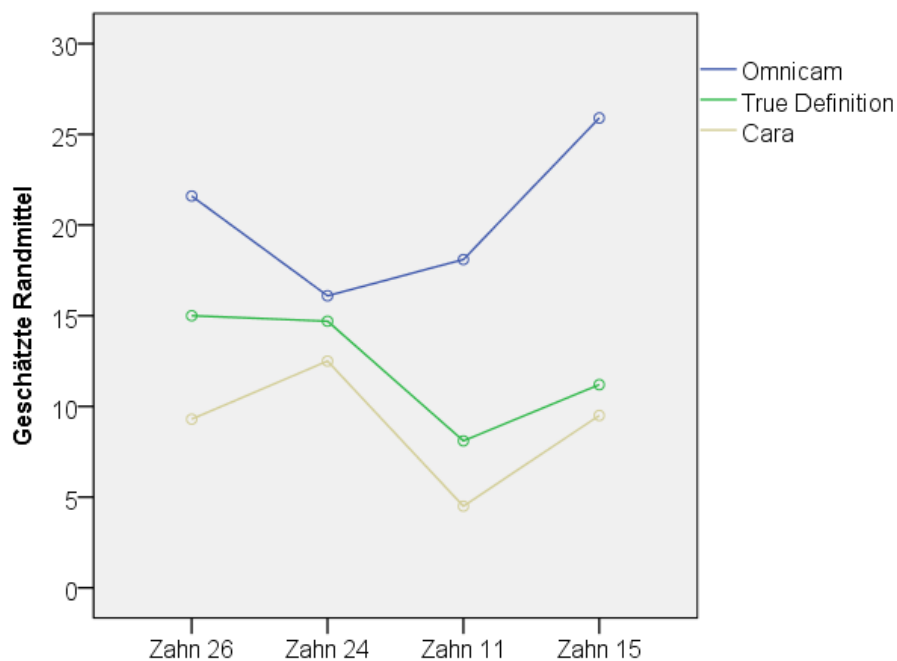


Abb. 38: Interaktionsdiagramme der geschätzten positiven Randmittel der Einzelzahn-Scans

In Abbildung 39 sind die Interaktionsdiagramme der geschätzten Randmittel der negativen Abweichungen des jeweiligen Scanners in  $\mu\text{m}$  in Abhängigkeit vom gescannten Zahn im Vergleich dargestellt.

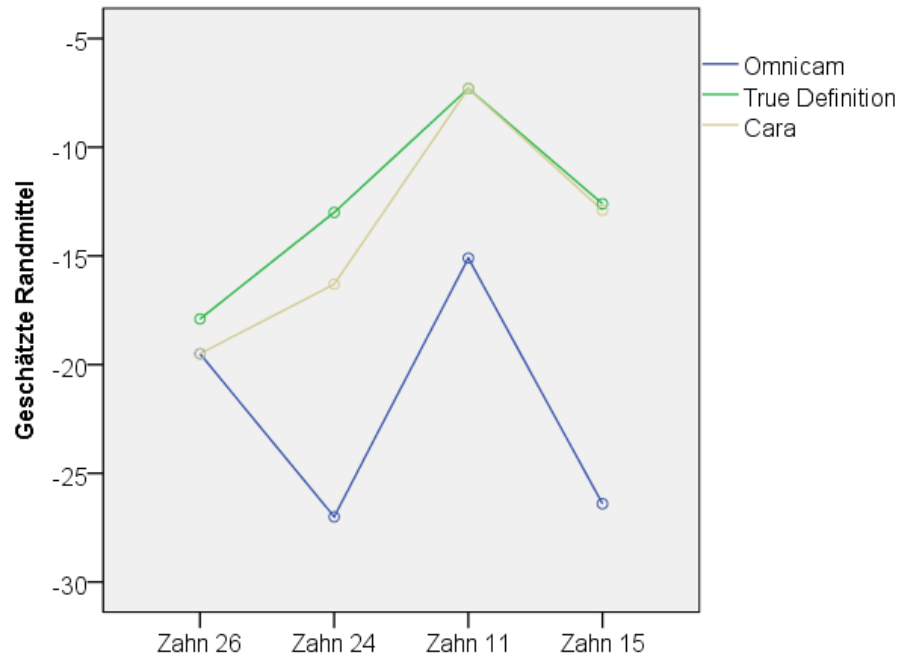


Abb. 39: Interaktionsdiagramme der geschätzten negativen Randmittel der Einzelzahn-Scans

## 5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in der hier vorliegenden In-vitro-Studie

- a) bezogen auf Ganzkieferscans die Abweichungen der Kugelabstände  $17 \pm 9\mu\text{m}$  (Cara TRIOS im ersten Quadranten) bis  $860 \pm 125\mu\text{m}$  (CEREC AC mit Omnicam in der Diagonalen) betrugen. Es bestanden signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zwischen Cara TRIOS und Omnicam sowie True Definition und Omnicam. Die Abweichungen der Schnittwinkel betrugen  $0,1 \pm 0,07^\circ$  (Cara TRIOS) bis  $0,34 \pm 0,18^\circ$  (Cara TRIOS), wobei zwischen den Scannern keinerlei signifikante Unterschiede bestanden. Die Abweichungen der Ganzkieferscans nach Überlagerung betrugen  $-41 \pm 14\mu\text{m}$  (Cara TRIOS) bis  $312 \pm 21\mu\text{m}$  (CEREC AC mit Omnicam). Es bestanden signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zwischen allen Scannern;
- b) bezogen auf Seitenzahncans die Abweichungen nach Überlagerung  $18 \pm 8\mu\text{m}$  (Cara TRIOS) bis  $230 \pm 166\mu\text{m}$  (CEREC AC mit Omnicam) betrugen. Zwischen allen drei Scannern bestanden singnifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ );
- c) bezogen auf Frontzahncans die Abweichungen  $16 \pm 12\mu\text{m}$  (Cara TRIOS) bis  $228 \pm 162\mu\text{m}$  (CEREC AC mit Omnicam) betrugen. Zwischen allen drei Scannern bestanden signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ );
- d) bezogen auf Einzelzahncans die Abweichungen  $5 \pm 1\mu\text{m}$  (Cara TRIOS) bis  $-27 \pm 4\mu\text{m}$  (CEREC AC mit Omnicam) betrugen. Insgesamt bestanden signifikante Unterschiede zwischen allen drei Scannern ( $p < 0,05$ ).

## 6 Diskussion

### 6.1 Material- und Methodendiskussion

#### 6.1.1 *Urmodell*

Das Prüfmodell bestand aus einer Chrom- Kobalt- Molybdänlegierung. Vorteil dieser Legierung ist ein im Vergleich zu anderen Modellwerkstoffen niedriger Massenausdehnungskoeffizient. Hieraus ergibt sich eine gute Lagerstabilität, sodass auch bei einer Lagerung unter Nicht-Laborbedingungen keine besonderen Auswirkungen eingetreten wären. Dies ist ein Vorteil beispielsweise gegenüber einem Gipsmodell, da Gips Wasser aufnehmen und abgeben kann. Außerdem kann das Abtasten mit einem mechanischen Scansystem mit kleinen Messsonden das Modell zerstören<sup>[53, 77]</sup>. Dennoch ließen sich mit einigen Messsystemen an Gipsmodellen bereits Messgenauigkeiten von unter 20µm Abweichungen erreichen<sup>[96]</sup>. Ein Nachteil des Urmodells aus Metall ist die Lichtreflexion durch den metallischen Glanz der Legierung. Messungenauigkeiten können beispielsweise durch Lichtreflexionen und Schatten entstehen<sup>[12]</sup>. Solchen Problemen konnte zwar in der hier vorliegenden Studie durch einen gleichmäßigen Auftrag von Titanoxid-Pulver entgegengewirkt werden, allerdings mussten wiederum auch Ungenauigkeiten von 20-40µm in Kauf genommen werden<sup>[82]</sup>. Auf die Qualität der Präparation der Zähne im Frasso-Modell wurde kein besonderes Augenmerk gelegt. Zwar können je nach Qualität und Art der Präparation verschiedene Genauigkeiten resultieren, jedoch beziehen sich Untersuchungen diesbezüglich auf die resultierende marginale Passform<sup>[2, 85]</sup>. Es wurde lediglich darauf geachtet, dass die Präparation supragingival oder äquigingival endete.

#### 6.1.2 *Referenzmodell*

Das Referenzmodell beziehungsweise der Referenzdatensatz, aus dem das Referenzmodell resultierte, wurde mit einem Scanner erstellt, welcher ein optisches Messverfahren, die Streifenlichtprojektion, verwendet. Alternativ dazu hätte das Modell auch mechanisch vermessen werden können. Eine solche Vermessungsmethode liefert zwar ziemlich genaue Ergebnisse, wie KREJCI et al.<sup>[54]</sup> und PERSSON et al.<sup>[78]</sup> bereits zeigten, jedoch ist zu beachten, dass eine zu große Tastspitze feinere Strukturen nicht oder unzureichend

abbildet<sup>[58]</sup> und aufgrund der unregelmäßigen Formen der Präparationen zumindest die Einzelzähne manuell hätten gescannt werden müssen. Manuelles Scannen hätte, wie LUTTHARD et al.<sup>[61]</sup> zeigten, zu Messunsicherheiten führen können.

Das digitale Referenzmodell sowie auch die Scans der Intraoralscanner wurden in das STL-Format umgewandelt gespeichert. Dieses gilt als Standard-Format in der CAD-CAM-Technik<sup>[83]</sup> und bietet somit als einheitliches Format eine einheitliche Voraussetzung für die Vergleiche mit den Referenzwerten.

### ***6.1.3 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung***

Um die Rahmenbedingungen gleich zu halten, erfolgten alle Scans unter Laborbedingungen, das heißt bei konstanter Luftfeuchtigkeit ( $50\% \pm 10\%$ ) und einer Raumtemperatur von  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . somit waren gleiche Voraussetzungen geschaffen, was die Vergleichbarkeit verbesserte. Da es sich um In-vitro-Versuche handelte, entfiel auch die gewöhnliche Vorbereitung des Arbeitsfeldes im Vorfeld einer Abformung, wie es bei einem Patienten der Fall ist. Gemeint sind hier vorbereitende Maßnahmen wie Trockenlegung, ggf. Gingivektomie, Stillung von Blutungen und Retraktion (Freilegung der Präparationsgrenzen). Unter In-vivo-Bedingungen sind dies maßgebliche Faktoren für den Erfolg einer Abformung<sup>[104]</sup>. Da die Scans nicht im Patientenmund durchgeführt wurden, muss berücksichtigt werden, dass es durch die Beleuchtung im Labor Lichtreflexionen und Schatten geben konnte. Diese können durchaus negative Einflüsse auf die Genauigkeit haben<sup>[12]</sup>. Eine Minimierung dieses Risikos bietet eine Einstellung einiger Scanner, welche es möglich macht, unter Lichteinfluss zu scannen.

Auch die Scanstrategie, das heißt die Entscheidung, welche Abschnitte des Kiefers beispielsweise bei einem Ganzkieferscan gescannt werden, hat einen Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung<sup>[25, 74]</sup>. Um diese Fehlerquelle zu minimieren, wurden die Scans nach Vorgaben des jeweiligen Herstellers durchgeführt.

Die Abstandsmessung der Kugeln allein musste kritisch betrachtet werden, da es sich um den Abstand zwischen den Kugelmittelpunkten handelte. Dieser könnte bei bereits sehr geringen Genauigkeiten der Scans sehr variabel sein. Dies könnte als Folgefehler auf die Abstandsmessung zwischen den Kugeln einen stark negativen Einfluss gehabt haben, weswegen zusätzlich ein Flächenvergleich auf CAD mit allen vier Kugeln nach Best-Fit-



Überlagerung der Scans mit dem Referenzscan durchgeführt wurde. Andererseits zeigten VOGEL et al.<sup>[97]</sup>, dass sich die Methode der Abstandsmessung zwischen Kugeln zum Vergleich von Digitalisierungsmethoden, in diesem Fall Scannen der Alginatabformungen versus Scannen der Gipsmodelle, in vitro eignet.

#### **6.1.4 Prüfverfahren**

Im Prüfverfahren wurden in dieser Studie die Scans mit dem Referenzscan über „Best-Fit-Überlagerung“ übereinandergelegt. Dies bedeutet, dass sie so übereinandergelegt wurden, dass möglichst viele Punkte von Scan und Referenzscan zur Deckung kommen und gleichermaßen viele beziehungsweise wenige Punkte des jeweiligen Scans unter oder über der Referenz liegen. Die Überlagerung und der anschließende Flächenvergleich, das heißt die Abstandsmessung der übereinandergelegten Flächen, bietet sich beim Vergleich von Ganzkieferscans<sup>[21-25, 29, 74, 75]</sup> oder Teilabschnitten des Kiefers<sup>[26, 37]</sup> an, während zum Beispiel beim Vergleich von Einzelzähnen sich auch die Replika-Methode angeboten hätte<sup>[3, 6, 10, 48, 73, 85, 92, 93]</sup>.

#### **6.1.5 Statistische Auswertung**

Es wurden pro Scanner für jede Untersuchung (Ganzkiefer für Kugelabstände und Winkel, Ganzkiefer für Flächenvergleich, Seitenzähne für Flächenvergleich, Frontzähne für Flächenvergleich und Einzelzähne) jeweils zehn Scans angefertigt. Die deskriptive Statistik umfasste zum einen die Mittelwerte der Abweichungen von der Referenz und zum anderen deren Standardabweichungen. Aus den Mittelwerten konnte die Genauigkeit oder die Richtigkeit der Scanner, das heißt der Grad, wie nah der Scanner im Mittel an der Referenz ist, interpretiert werden. Die Standardabweichung ist ein statistisches Maß für die Streuung von Werten und wurde herangezogen, um die Präzision des jeweiligen Scanners zu interpretieren. Ähnliche Überlegungen schilderten auch GÜTH et al.<sup>[37]</sup> in einer Studie.

Eine andere Methode zur Ermittlung der Präzision ist es, die Scans jeder Versuchsreihe für jeden Scanner untereinander zu vergleichen<sup>[22, 23]</sup>. Hieraus hätte sich jedoch auch ein weitaus größerer Umfang an Daten ergeben, sodass sich diese Methode besser für die Untersuchung weniger Scans eignet.

## 6.2 Ergebnisdiskussion

### 6.2.1 *Kugelabstände*

Gemessen wurden die Abstände zwischen den Kugeln auf den zweiten Molaren sowie den Eckzähnen. Hieraus ergaben sich sechs verschiedene Abstände, deren Abweichung vom jeweiligen Referenzwert gemessen wurde. Bei Beurteilung der Richtigkeit mussten die Mittelwerte der Absolutwerte, das heißt der Beträge herangezogen werden, da sonst positive und negative Werte sich ausgleichen und das Ergebnis verfälschen.

Es fällt auf, dass in Bezug auf alle sechs Kugelabstände der Scanner CEREC AC mit der Omnicam deutlich größere Abweichungen vom Referenzwert produziert als Cara TRIOS und True Definition, wobei die größten Abweichungen in der Diagonalen und die kleinsten in der Front auftauchen. Die Unterschiede zwischen der Omnicam und den anderen beiden Scannern werden bis auf eine Ausnahme allesamt als signifikant ausgewiesen. Die Ausnahme entsteht durch die zwei Ausreißer beim True Definition zwischen den Molaren. Ungeachtet dieser beiden Ausreißer bestanden auch hier signifikante Unterschiede zwischen True Definition und Omnicam. Die Werte vom Cara TRIOS und dem True Definition sind weitestgehend miteinander vergleichbar, was durch die paarweisen Vergleiche bezüglich des jeweiligen Kugelabstandes bestätigt wird, wobei der Cara TRIOS vor allem in den Diagonalen und in der Front besser ist. Die hohe mittlere Abweichung des True Definition beim Kugelabstand von Molar zu Molar kann mit den beiden Ausreißern begründet werden.

An den Standardabweichungen fiel auf, dass in Bezug auf die Kugelabstände im ersten und zweiten Quadranten, sowie in der Front bei der Omnicam die Streuung der Werte vergleichbar mit denen von True Definition und Cara TRIOS ist (man vergleiche hierzu Boxplots in Abb. 25 und 26). Sofern die Streuung der Messergebnisse als Maß der Präzision interpretiert wird, war diese auf Grundlage von Abbildung 25 im ersten und zweiten Quadranten wie auch in der Front bei allen drei Scannern miteinander vergleichbar. Desweiteren fällt auf, dass bei allen Scannern die Streuung der Messwerte in der Front wesentlich kleiner ist als zwischen den Molaren (man vergleiche hierzu grüne und violette Boxplots in Abb. 24 und Abb. 25). Diese Beobachtung ließ vermuten, dass alle drei Scanner in der Transversalen die Front präziser wiedergeben als den Seitenzahnbereich. Anhand der Abweichungen der Kugelabstände im Front- und im Seitenzahnbereich inner-

halb der Scanner konnte geschlossen werden, dass die Ergebnisse miteinander vergleichbar sind. RUDOLPH et al.<sup>[86]</sup> wiesen auf größere Ungenauigkeiten beim Scannen der Front im Vergleich zum Seitenzahngelände. In der hier vorliegenden Studie wurde diese Beobachtung bezogen auf die Kugelabstände nur beim Cara TRIOS gemacht.

Die zum Teil großen Abweichungen vom Referenzwert, vor allem in den Diagonalen und von Molar zu Molar, lassen einen Fehler beziehungsweise eine Ungenauigkeit im Rechenalgorithmus vermuten. Im Allgemeinen werden bei allen optischen Scansystemen Einzelbilder vom zu scannenden Objekt aufgenommen und aneinandergesetzt. Bei diesem sogenannten „Matchen“ oder „Stitching“<sup>[106]</sup> werden zum einen vermeintliche Fehler, entstanden beispielsweise durch Rauscheffekte, herausgefiltert<sup>[68]</sup>, dennoch ist es auch denkbar, dass im Kleinen Fehler auftreten, die sich beim Zusammensetzen (Matchen) zum großen Datensatz summieren<sup>[86]</sup>.

Die den Werten des True Definition und des Cara TRIOS vergleichbaren Standardabweichungen der Messwerte der Omnicam, bei wesentlich höheren Abweichungen vom jeweiligen Referenzwert lassen neben einer vergleichbaren Streuung der Systeme einen Fehler im Rechenalgorithmus, nicht aber in der Datenakquisition vermuten.

VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup> führten ähnliche Abstandsmessungen wie in der hier vorliegenden Studie durch. Ihre Messergebnisse zum iTero innerhalb eines Quadranten haben deutlich größere Abweichungen von der Referenz ( $70,5 \pm 56,3\mu\text{m}$ ) als die des Cara TRIOS ( $17 \pm 9\mu\text{m}$ ). Allerdings schnitt der iTero bei der Abstandsmessung zwischen den Molaren besser ab als der Cara TRIOS in der hier vorliegenden Studie. Die Ergebnisse zum Lava C.O.S. waren, bezogen auf die Abstände im Quadranten, vergleichbar mit den Ergebnissen des True Definition in dieser Studie. Die Ergebnisse des Lava C.O.S. zwischen den Molaren weichen stark von denen des True Definition in der hier vorliegenden Studie ab. Eine mögliche Ursache können die beiden Ausreißer von über  $800\mu\text{m}$  Abweichung vom Referenzwert gewesen sein. Ebenfalls muss beachtet werden, dass VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup> Abstände zwischen Zylindern maßen und in der hier vorliegenden Studie Kugelabstände gemessen wurden, also ein unterschiedlicher Versuchsaufbau vorliegt. Die Werte des CEREC AC mit der Bluecam unterscheiden sich sehr stark von den Werten des CEREC AC mit der Omnicam. Zwar wiesen Untersuchungen von VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup> Abweichungen von bis zu  $287,5\mu\text{m}$  auf, jedoch kamen sie im Mittel auf wesentlich geringere Werte. Mögliche Ursachen können die unterschiedlichen Studiendesigns sein, aber auch Fehler, die im Kleinen auftraten und sich, wie oben bereits beschrieben,

in der Folge fortsetzen. Ebenfalls sei auch nochmals auf Fehler im Rechenalgorithmus als möglich Fehlerquelle hingewiesen, da in der hier vorliegenden Studie die Streuung der Werte der Omnicam wesentlich geringer war als die der Bluecam bei VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup>.

### **6.2.2 *Schnittwinkel der Ebenen***

Die höchsten Abweichungen von den Referenzwerten lieferte der Scanner CEREC AC mit der Omnicam, die niedrigsten der Scanner Cara TRIOS, der Scanner True Definition lag dazwischen. Daraus lässt sich folgern, dass jeder der drei Scanner eine Verzerrung im Sinne einer Neigung während des Scanvorganges erzeugt. Da es für jeden Referenzwinkel eine Abweichung gibt, kann darauf geschlossen werden, dass eine Verzerrung in alle Richtungen gleichzeitig stattfindet. Die Abweichung von einem Referenzwinkel liegt höchstens bei ca.  $0,3^\circ$  (im Falle der Omnicam). Dieser Wert erscheint zunächst zwar recht gering, es muss jedoch geprüft werden, welche klinische Konsequenz sich aus einer Verzerrung von  $0,3^\circ$  ergeben könnte. Es muss also die Frage gestellt werden, ob bei einer Verzerrung von  $0,3^\circ$  eine Restauration noch einsetzbar ist, das heißt den klinischen Anforderungen, beispielsweise den Vorgaben der maximal tolerierbaren marginalen Diskrepanz<sup>[98]</sup>, Folge leistet. Hierzu soll exemplarisch eine Rechnung aufgestellt werden:

Es wird angenommen, dass die Abweichung von Winkel 5, das heißt dem Winkel zwischen den Ebenen 4 und 2,  $0,3^\circ$  beträgt. Ebenfalls wird, um die Rechnung zu vereinfachen, angenommen, dass sich die Verzerrung um  $0,3^\circ$  nur auf den zuletzt gescannten Bereich bezieht und nur in vertikale Richtung, also nur in der zweiten Dimension entsteht. Der Abstand zwischen Kugel 3 und Kugel 2, also zwischen den Molaren, ändert sich ebenfalls. Der Referenzabstand betrug  $53949\mu\text{m}$ . Hieraus ergibt sich ein rechtwinkliges Dreieck, in welchem Ankathete sowie ein Winkel bekannt sind (Abbildung 40). Mit der Tangensfunktion lässt sich nun der theoretische Höhenunterschied zwischen Kugel 3 im Referenzmodell und Kugel 3 im Scan errechnen.

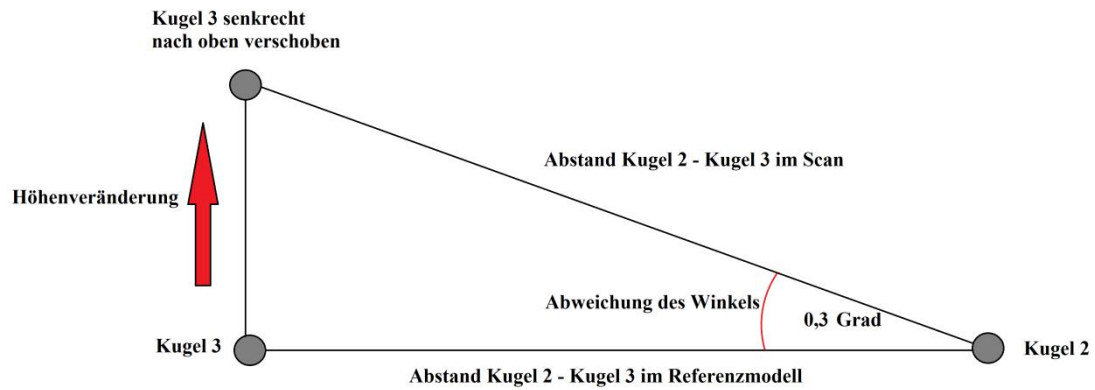


Abb. 40: Höhenveränderung bei Veränderung des Winkels

Gegeben seien für die beispielhafte Rechnung/Überlegung die Ankathete mit dem Abstand zwischen den Kugeln 2 und 3 im Referenzmodell von  $53949\mu\text{m}$  und der Winkel zwischen Ankathete und Hypotenuse mit  $0,3^\circ$ . Gesucht sei die Gegenkathete.

$$\text{Tangens (Winkel)} = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Ankathete}}$$

Umgestellt:  $\text{Gegenkathete} = \text{Tangens (Winkel)} \times \text{Ankathete}$

Eingesetzt:  $\text{Gegenkathete} = \tan 0,3 \times 53949\mu\text{m}$

**Ergebnis:** **282 $\mu\text{m}$**

Unter den oben genannten Voraussetzungen ergäbe sich also ein Höhenunterschied von  $282\mu\text{m}$ . Bezogen auf beispielsweise die tolerierbare marginale Diskrepanz käme ein Wert, der 2,8-fach höher, als es maximal tolerierbar ist, heraus<sup>[98]</sup>. Hieraus lässt sich schließen, dass eine bereits sehr geringe Winkelabweichung durchaus klinische Relevanz haben kann, dennoch muss nochmals betont werden, dass bei den Scans eine Veränderung aller Winkel stattfindet und in den oben aufgeführten Überlegungen von einer Verzerrung in nur einer Richtung und auch nur eines Winkels ausgegangen wurde.

ANDRIESSEN et al.<sup>[4]</sup> untersuchten in vivo an unbezahnten Unterkiefern die Winkelabweichung von gescannten Implantaten im Vergleich mit laborgescannten Implantaten. Sie zeigten Abweichungen der Winkel zwischen in vivo und in vitro Scan von  $0,12$  bis  $9,56^\circ$  und eine mittlere Abweichung von  $2,58^\circ$ . Dies ist zwar ein wesentlich höherer Wert, kann jedoch damit zusammenhängen, dass zum einen in vivo Bedingungen vorlagen und

dass zum anderen Probleme beim Matching der zahnlosen Kieferabschnitte aufgetaucht sein könnten. Von derartigen Problemen berichteten nämlich auch PATZELT et al.<sup>[76]</sup>. Bezüglich der Winkel könnte also in der hier vorliegenden Studie die Tatsache, dass das Modell vollbezahnt war, von Vorteil gewesen sein.

In der bereits unter 6.2.2 erwähnten Studie von VAN DER MEER et al.<sup>[95]</sup> ergaben sich Neigungsfehler im Mittel von  $0,20^\circ$  beim Lava C.O.S. bis zu  $0,63^\circ$  beim CEREC AC mit der Bluecam innerhalb eines Quadranten. Im Fall des Lava C.O.S. bestehen vergleichbare Ergebnisse zu denen des True Definition in der hier vorliegenden Studie, nicht aber im Fall der Bluecam, deren Abweichungen wesentlich höher waren als die der Omnicam. Die zum Teil sehr unterschiedlichen Ergebnisse dürfen jedoch nicht überbewertet werden, da zwischen den Methoden der Studien Unterschiede bestehen.

### **6.2.3 Ganzkiefer-, Seitenzahn-, und Frontzahnscan**

An den Ergebnissen der Untersuchungen bezüglich der Ganzkieferscans fiel auf, dass der Scanner CEREC AC mit der Omnicam deutlich schlechtere Ergebnisse lieferte als True Definition und Cara TRIOS. Die mittlere Abweichung vom Referenzscan war bei der Omnicam um etwa ein Sechsfaches größer als bei den anderen beiden Scannern. Was die Streuung der Werte angeht, kann jedoch festgehalten werden, dass alle drei Scanner relativ gleich lagen. Bezüglich der negativen Abweichungen war die Omnicam sogar leicht im Vorteil. Hieraus lässt sich wie auch aus den Beobachtungen bezüglich der Kugelabstände schließen, dass die Omnicam zwar eine geringe Richtigkeit aufweist, wohl aber eine hohe Präzision, also eine geringe Streuung. Diese war sogar bezüglich der negativen Werte der des True Definition überlegen (man vergleiche hierzu blaue Boxplots in Abbildung 28).

Bezüglich der Untersuchungen im Seitenzahnbereich wie auch im Frontzahnbereich zeigte sich, dass die Werte der Omnicam deutlich über den Werten des True Definition lagen und diese wiederum deutlich über denen des Cara TRIOS. Dies lässt darauf schließen, dass sowohl im Frontzahnbereich als auch im Seitenzahnbereich der Cara TRIOS eine höhere Richtigkeit aufweist als der True Definition, welcher wiederum eine höhere Richtigkeit aufweist als der CEREC AC mit der Omnicam. Dennoch waren die Abweichungen des True Definition im Seiten- wie auch im Frontzahngebiet durchaus akzeptat-

bel. Sowohl an den Mittelwerten als auch an der graphischen Darstellung (Boxplots Abbildungen 27 und 28) lässt sich erkennen, dass der True Definition im Seitenzahngebiet besser abschnitt als im Frontzahngebiet. Dies kann an den von RUDOLPH et al.<sup>[86]</sup> geschilderten Problemen beim Matchen in der Front liegen. Beim Cara TRIOS waren keine großen Unterschiede zwischen Seiten- und Frontzahnsan erkennbar. Die Streuung der Messwerte war sowohl im Seiten- wie auch im Frontzahngebiet unterschiedlich groß. Am größten war sie bei der Omnicam, am geringsten beim Cara TRIOS.

Insgesamt lagen zwischen allen drei Scannern in der Interaktion zwischen Scanner und gescanntem Bereich signifikante Unterschiede vor. Alle paarweisen Vergleiche führten zu  $p < 0,05$ , und auch die geschätzten Randmittel des Cara TRIOS lagen unter denen des True Definition, dessen Werte wiederum deutlich unter denen der Omnicam. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass in Bezug auf Ganzkieferscans und das Scannen von Kieferabschnitten unter den in dieser Studie herrschenden Bedingungen/Voraussetzungen der Scanner Cara TRIOS am besten geeignet ist. Allein auf Ganzkieferscans bezogen, kann, unter anderem ausgehend von Abbildung 29 bis 31 (geschätzte Randmittel), festgehalten werden, dass Cara TRIOS und True Definition vergleichbar gute Werte liefern. Auffällig war auch hier, dass alle drei Scanner mit zunehmender Größe des gescannten Abschnittes größere Ungenauigkeiten liefern. Diese sind beim Cara TRIOS am niedrigsten.

Die Ergebnisse zu den Ganzkieferscans mit dem True Definition in der hier vorliegenden Studie (Abweichung von  $50\mu\text{m}$  bezogen auf die Referenz) sind vergleichbar mit Ergebnissen einer Studie von ENDER und MEHL, die beim Lava C.O.S. eine Richtigkeit von  $40,3\mu\text{m}$ <sup>[23]</sup> beziehungsweise  $45,8\mu\text{m}$ <sup>[25]</sup> aufwiesen. In einer weiteren Studie von ENDER und MEHL<sup>[24]</sup> zeigten sich ebenfalls vergleichbare Werte einmal für den Lava C.O.S. (Richtigkeit  $44,9\mu\text{m}$ ) sowie für den iTero (Richtigkeit  $32,4\mu\text{m}$ ), welche mit den Werten des Cara TRIOS aus der hier vorliegenden Studie vergleichbar sind (Abweichung vom Referenzwert  $43\mu\text{m}$ ). Die Ergebnisse der Omnicam (Abweichung von  $312\mu\text{m}$ ) aus dieser Studie wichen von den Ergebnissen von ENDER und MEHL<sup>[23, 24]</sup> zur Omnicam (Richtigkeit  $37,3\mu\text{m}$ ) und zur Bluecam (Richtigkeit  $29,4\mu\text{m}$ ) stark ab, waren jedoch wiederum vergleichbar mit Ergebnissen von PATZELT et al.<sup>[75]</sup>, die für die Bluecam eine Richtigkeit von  $332,9\mu\text{m}$  aufzeigten. Was die Präzision der Omnicam im Ganzkieferscan in dieser Studie betrifft, so sind die Werte mit denen von ENDER und MEHL<sup>[22-25]</sup> durchaus vergleichbar. Jedoch muss erwähnt werden, dass in der hier vorliegenden Studie die

Streuung der Werte, also die Standardabweichung, als Präzision interpretiert wurde. MÜLLER et al.<sup>[74]</sup> erreichten mit dem Scanner TRIOS Pod mit  $17,1\mu\text{m}$  im Ganzkieferscan bessere Ergebnisse als der Cara TRIOS in der hier vorliegenden Studie. ENDER et al.<sup>[21]</sup> zeigten in vivo in Ganzkieferscans Präzisionen von  $48,6\mu\text{m}$  für die Omnicam,  $59,7\mu\text{m}$  für den True Definition und  $47,5\mu\text{m}$  für den 3Shape TRIOS. Diese Werte sind deutlich höher als die Präzisionen der Scanner in der hier vorliegenden Studie (man vergleiche hierzu mit STABW positiv und negativ aus Tabelle 19), jedoch verglichen ENDER et al.<sup>[21]</sup> zur Präzisionsbestimmung die Scans eines jeden Scanners untereinander, während hier die Standardabweichung direkt als Grad der Präzision interpretiert wurde.

Die zum Teil ähnlichen, zum Teil aber auch mehr oder weniger stark differierenden Ergebnisse können mit den unterschiedlichen Studiendesigns erklärt werden. Hier sei besonders das Prüfverfahren erwähnt. Während bei vielen Studien ein Prüfverfahren nach einem Best-Fit-Algorithmus auf den gesamten gescannten Bereich verwendet wurde<sup>[23-25, 74, 75]</sup>, wurde in der hier vorliegenden Studie im Ganzkieferscan ein Best-Fit-Algorithmus auf lediglich drei der vier Kugeln durchgeführt. Auch der anschließende Flächenvergleich auf CAD, der im Ganzkieferscan auf dem kompletten Scan ausgeführt werden kann<sup>[23-25, 74, 75]</sup>, unterschied sich in dieser Studie: Getestet wurde lediglich auf der Kugel, auf der nicht überlagert wurde. Auf diese Weise ergab sich zwar zum Teil eine wesentlich geringere Richtigkeit der Scanner, jedoch lieferte das in der hier vorliegenden Studie auch Informationen über eine mögliche Verzerrung der Scans.

In der hier vorliegenden Studie konnte mit dem Cara TRIOS eine Richtigkeit von  $18\mu\text{m}$  beziehungsweise  $-30\mu\text{m}$  im Seitenzahnbereich erreicht werden, im Frontzahnbereich sogar  $16\mu\text{m}$  beziehungsweise  $-32\mu\text{m}$ . Diese Werte sind besser als die des iTero in einer Studie von KEUL et al.<sup>[48]</sup> mit  $57\mu\text{m}$  für metallische und  $127\mu\text{m}$  für Zirkonoxidrestorationen, gemessen an der marginalen Diskrepanz viergliedriger Brücken, aber auch besser als die interne Passform dreigliedriger Restaurationen von  $93\mu\text{m}$  in einer Studie von SVANBORG et al.<sup>[91]</sup>. Die unterschiedlichen Ergebnisse lassen sich zum einen damit erklären, dass bei jenen Studien die interne und die marginale Passform gemessen wurden, zum anderen auch, weil nicht nur der Scanner selbst, sondern auch die Fertigung untersucht wurde. Dass die Fertigung von Relevanz ist, zeigen KEUL et al.<sup>[48]</sup> mit ihren deutlich unterschiedlichen Ergebnissen in Abhängigkeit vom Restaurationswerkstoff.

Die Ergebnisse von GÜTH et al.<sup>[37]</sup> zu digitalen Abformungen für viergliedrige Restaurationen mit dem Lava C.O.S. wiesen auf eine Richtigkeit von  $17\mu\text{m}$  beziehungsweise



-13µm hin. In der hier vorliegenden Studie wich der True Definition um 81µm beziehungsweise -44µm von der Referenz ab. Dieser große Unterschied der Ergebnisse kann wieder mit der Größe der Überlagerungsfläche der Scans erklärt werden. GÜTH et al.<sup>[37]</sup> überlagerten den kompletten Scanbereich. Hier wurde, wie bereits erwähnt, auf nur einer Kugel überlagert. Auch QUAAS et al.<sup>[81]</sup> erzielten in vivo mit dem CEREC-System deutlich bessere Ergebnisse als die Omnicam in der hier vorliegenden Studie, überlagerten jedoch die Scans auf größerem Bereich. Gleichwohl sind die Ergebnisse des Cara TRIOS aus der hier vorliegenden Studie mit 18µm/-30µm im Seitenzahnbereich und 16µm/-32µm im Frontzahnbereich mit den Ergebnissen aus der Literatur vergleichbar. In Bezug auf die Präzision fanden sich, was das Scannen von Kieferabschnitten betrifft, lediglich für den Cara TRIOS vergleichbare Werte in der Literatur. ENDER et al.<sup>[26]</sup> zeigten in vivo in Quadrantenscans beim 3Shape TRIOS Präzisionen von 25,7µm. Hierzu sei allerdings nochmals erwähnt, dass sie für die Bestimmung der Präzision die Scans einer Versuchsreihe untereinander verglichen und in der hier vorliegenden Studie die Standardabweichung herangezogen wurde. Im Fall des Cara TRIOS scheint also ein geringer Überlagerungsbereich von Referenzscan und Prüfscan auszureichen, um gute Messergebnisse zu erzielen. Begründet werden kann dies mit der Tatsache, dass die Quantität Datenakquisition, hier ist die Aufnahme der Einzelbilder im Scanverlauf gemeint, beim Cara TRIOS wesentlich höher ist als bei den anderen beiden Scansystemen.

Verglichen mit Studien zu konventionellen Abformungen konnte festgestellt werden, dass CHO et al.<sup>[17]</sup> in der Ganzkieferabformung bessere Ergebnisse erzielten (mittlere Abweichungen von 11µm) als die Omnicam (312µm / -303µm), der True Definition (50µm / -58µm) und der Cara TRIOS (43µm / -41µm) in der hier vorliegenden Studie, jedoch die Ergebnisse des Cara TRIOS im Frontzahnbereich hier wieder besser waren (16µm / -32µm) als die von CHO et al.<sup>[17]</sup>. Alle drei in der hier vorliegenden Studie untersuchten Scanner lieferten im Ganzkieferscan größere Ungenauigkeiten als die konventionelle Abformung mit einem Vinylpolysiloxanether in einer Studie von ENDER und MEHL<sup>[24]</sup>, jedoch leicht bessere Ergebnisse als die konventionelle Abformung mit einem Polyether in der genannten und einer weiteren Studie<sup>[22]</sup>.

Zu berücksichtigen ist jedoch wieder, dass in den Studien von CHO et al.<sup>[17]</sup> und ENDER und MEHL<sup>[24]</sup> eine Überlagerung auf den gesamten gescannten Bereich durchgeführt wurde, also mehr Fläche zum „Matchen“ vorhanden war.

Die Ergebnisse von ENDER et al.<sup>[21]</sup> und ENDER et al.<sup>[26]</sup> bezogen auf die In-vivo-Präzision einer Ganzkiefer- beziehungsweise Quadrantenabformung können bezogen auf den ganzen Kiefer mit den Scannergebnissen (CAVE: hier sind die Standardabweichungen gemeint) aller drei Scanner dieser Studie und bezogen auf den Quadranten mit denen der True Definition verglichen werden.

#### **6.2.4 Einzelzähne**

Die Ergebnisse der Untersuchungen der Einzelzahnscans zeigten, dass in Bezug auf die positiven Abweichungen insgesamt der Cara TRIOS eine höhere Genauigkeit aufwies als der True Definition und dieser wiederum insgesamt genauer war als der CEREC AC mit der Omnicam. Dies zeigten sowohl die paarweisen Vergleiche als auch das Interaktionsdiagramm der positiven geschätzten Randmittel (Abbildung 38). Die negativen Werte unterschieden sich zwar in ihrer Gesamtheit ebenfalls signifikant voneinander, jedoch zeigte das Interaktionsdiagramm der geschätzten Randmittel der negativen Abweichungen auch, dass bezogen auf Zahn 26, also den Scan der Overlaypräparation, True Definition und Omnicam, vergleichbare Werte lieferten. Bezogen auf die Präparationen an Zahn 11 (Veneer-Präparation) und Zahn 15 (Kronen-Präparation) waren die Werte der Scanner True Definition und Cara TRIOS miteinander vergleichbar. Die besten Ergebnisse lieferte die Omnicam beim Scannen des Venners, des Overlays und des Inlays. Was die positiven Abweichungen betrifft, so lagen die Werte der Omnicam am dichtesten bei den Werten der anderen Scanner, wenn die Inlaypräparation gescannt wurde. Diese Ergebnisse lassen sich mit dem ursprünglichen Indikationsbereich, für den die Omnicam entwickelt wurde, erklären, nämlich für Inlays, Onlays, Overlays und Veneers<sup>[72]</sup>. Bezogen auf die Kronenpräparation lieferte die Omnicam wesentlich ungenauere Werte als der True Definition und der Cara TRIOS. Demnach liegt nach den Ergebnissen dieser Studie die Indikation Krone eher bei True Definition und Cara TRIOS als bei der Omnicam.

Bereits 2009 zeigten MEHL et al.<sup>[68]</sup>, dass sich beim Scannen von Inlaypräparationen im digitalen Vergleich Genauigkeiten mit Abweichungen von  $31,1 \pm 6,2\mu\text{m}$  erzielen lassen. Ähnliche Ergebnisse lieferte in der hier vorliegenden Studie die Omnicam sowohl beim Scannen der Inlay- als auch der Overlay- und Veneerpräparation. Die Ergebnisse von KIM et al.<sup>[49]</sup> zur Genauigkeit des iTero ( $24\mu\text{m}$ ) und von EUÁN et al. zur Genauigkeit des Lava C.O.S. (15 bis  $18\mu\text{m}$ ) ähnelten zwar teilweise den Ergebnissen in der hier vor-

liegenden Studie, jedoch konnten mit dem True Definition und dem Cara TRIOS teilweise bessere Ergebnisse erzielt werden. In der In-vivo-Studie von BOEDDINGHAUS et al.<sup>[10]</sup> zeigten sich bei den gleichen Scannern wie in dieser Studie zwar größere Abweichungen, jedoch handelte es sich zum einen um eine In-vivo-Studie, und zum anderen kam eine andere Methode zur Anwendung. Dennoch war eine vergleichbare Tendenz der Scanner im Vergleich zu sehen.

Verglichen mit Studien zu konventionellen Abformungen kann festgehalten werden, dass die untersuchten Scanner vergleichbar gute oder gar bessere Ergebnisse lieferten: Waren bei KÖRBER und LEHMANN<sup>[51]</sup> die Modellstümpfe nach der Korrekturabformung im Schnitt 90µm zu schmal und die Streuung bei der Sandwichabformung  $\pm 10\mu\text{m}$ , so betrugen in der hier vorliegenden Studie die Abweichungen für die Scans der Kronenpräparation maximal  $\pm 26\mu\text{m}$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 4\mu\text{m}$ . Die Abweichungen bei LEHMANN und BURGDORF<sup>[55]</sup> lagen unter 20µm. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit denen des True Definition und denen des Cara TRIOS (11 bzw. 10 und -13µm Abweichung für die Kronenpräparation). Im digitalen Vergleich (Messung nach Best-Fit-Überlagerung) von CHO et al.<sup>[17]</sup> wurden für die Einzelzähne Genauigkeiten von 14µm gezeigt. Die Scans des True Definition und des Cara TRIOS lieferten vergleichbare Genauigkeiten (11 und 10µm bzw. -13µm). Die Ergebnisse der Studien von GELBARD et al.<sup>[32]</sup>, HOLDEN et al.<sup>[44]</sup> sowie LIMKANGWALMONGKOL et al.<sup>[56]</sup> weisen zwar größere Ungenauigkeiten im Vergleich zu den hier vorliegenden Ergebnissen auf, jedoch muss berücksichtigt werden, dass hier die marginale Passform der fertigen Restauration, also die gesamte Prozesskette, untersucht wurde. Die Ergebnisse von KERN et al.<sup>[47]</sup> vor Zementierung sind ebenfalls vergleichbar mit der Genauigkeit der Omnicam in der hier vorliegenden Studie. Die Ergebnisse von WOLFART et al.<sup>[99]</sup> enthielten wesentlich ungenauere Werte (Inlay 89µm und Kronen 96µm). Allerdings muss berücksichtigt werden, dass es sich bei beiden zum einen um In-vivo-Studien handelt und zum anderen, dass beide die gesamte Prozesskette untersuchen.

Die Abweichungen der Kronen-, Inlay- und Overlaypräparationen an den Seitenflächen lassen sich mit einem zu steilen Konuswinkel der Präparation erklären. Laut WÖSTMANN et al.<sup>[105]</sup> erschwert es das Scannen, wenn der Präparationswinkel weniger als 30° beträgt. Scanfehler können also schon im Vorfeld bei der Präparation vermieden werden.

Ein Ausgleich von geringen Randspalten im Bereich der Restaurationsränder wäre bei adhäsiver Befestigung der Restauration mit einem Befestigungszement auf Komposit-

Basis denkbar. Bei Anwendung von Mikrofüller-Kompositen zur Zementierung konnten bereits sehr geringe Verschleißerscheinungen im Bereich der Restaurationsränder beziehungsweise ein Verlust der adhäsiv befestigten Restauration lediglich in den ersten drei Jahren ebenso nachgewiesen werden wie das Ausbleiben von Sekundärkaries und Randverfärbungen<sup>[34, 41, 45]</sup>.

### 6.3 Schlussfolgerung / Konklusion

Die hier vorliegende In-vitro-Studie zeigte, dass in Bezug auf Verzerrungen bei digitalen Ganzkieferabformungen und Kieferabschnittabformungen unter den hier geprüften Bedingungen teilweise signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestanden. Mit den Scansystemen True Definition (3M ESPE) und Cara TRIOS (Heraeus Kulzer) ließen sich unter den hier bestehenden In-vitro-Bedingungen Ergebnisse erzielen, die mit Ergebnissen anderer Studien zur Genauigkeit von konventionellen und digitalen Abformungen durchaus vergleichbar oder ihnen überlegen sind.

Zwar zeigten auch die Einzelzahnuntersuchungen teilweise signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zwischen den Scannern, jedoch wiesen alle untersuchten Scanner Genauigkeiten auf, die den klinischen Anforderungen gerecht werden<sup>[98]</sup>.

## 7 Zusammenfassung

Ziel der hier vorliegenden In-vitro-Studie war es, zu untersuchen, ob es bei digitalen intraoralen Scans zu Verzerrungen, Streckungen, Stauchungen, Verdrillungen oder Biegungen, kommt. Als Prüfmodell diente ein vollbezahntes Oberkiefermodell aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung. Auf diesem waren die Zähne 11, 15, 24 und 26 zur Aufnahme eines Veneers, einer Vollkrone, eines Inlays präpariert, und auf inzisalen beziehungsweise okklusalen Mulden der Zähne 13, 23, 17 und 27 waren Metallkugeln im Durchmesser von 5mm befestigt. Durch Digitalisierung des Prüfmodells mit einem Hochpräzisionsscanner (ATOS Core) der Firma GOM mbH (Braunschweig) entstand ein virtuelles Modell, und es diente, im STL-Format abgespeichert, als Referenzmodell für künftige Messungen. Die vier Einzelzähne wurden mit dem gleichen Scanner ebenfalls einzeln digitalisiert für einen späteren Einzelzahnvergleich, um die Ergebnisse besser in einen literarischen Kontext zu bringen. Die Abstände zwischen den Kugeln und sechs Schnittwinkel zwischen zwei von vier Ebenen, die sich aus der Verbindung von drei Kugeln ergaben, wurden mit der Software GOM Inspect 7.5 der Firma GOM mbH (Braunschweig) gemessen und als Referenzwerte notiert. Anschließend erfolgten unter Beachtung der Herstellerangaben mit den Scannern CREREC AC mit der Omnicam (Sirona, Bensheim), True Definition (3M ESPE, Seefeld) und Cara TRIOS (Heraeus, Hanau) zehn Scans für folgende Vergleichsmessungen mit der jeweiligen Referenzdatei beziehungsweise dem jeweiligen Referenzwert: 1. Ganzkieferscans (für einen Kugelabstand- und Winkelvergleich), 2. Ganzkieferscans (für einen Flächenvergleich auf CAD), 3. Scans im Seitenzahnbereich (für einen Flächenvergleich auf CAD), 4. Scan im Frontzahnbereich (für einen Flächenvergleich auf CAD), 5. Scan der Einzelzähne (für einen Flächenvergleich auf CAD). Alle Scans wurden in das STL-Format umgewandelt. Der Kugelabstand- und Winkelvergleich erfolgte durch Messung der Kugelabstände beziehungsweise Winkel in jedem Scan mithilfe von GOM Inspect 7.5 und anschließender Errechnung der Differenz zum jeweiligen Referenzwert. Die Flächenvergleiche auf CAD wurden ebenfalls mit GOM Inspect 7.5 durchgeführt, nachdem zu prüfender Scan und Referenzscan im Gauß-Best-Fit-Algorithmus überlagert waren, indem der mittlere positive und der negative Abstand zwischen Scan und Referenz gemessen wurden. Bei der anschließenden statistischen Auswertung der Messergebnisse (paarweise Vergleiche der Scanner in Ab-

hängigkeit zur jeweiligen Messreihe) konnte festgestellt werden, dass zwischen den Scannern CEREC AC und True Definition und zwischen CEREC AC und Cara TRIOS bei den Untersuchungen zu den Ganzkieferscans und den Kieferabschnittscans signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) bestanden. Teilweise ähnliche Standardabweichungen der Messergebnisse aller drei Scanner ließen vermuten, dass die Ungenauigkeiten des CEREC AC bei Ganzkiefer- und Kieferabschnittscans mehr durch den Rechenalgorithmus als durch den Akquisitionsmechanismus verschuldet sind. Bei den Einzelzahnuntersuchungen lagen zwar zwischen allen drei Scannern signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) vor, jedoch wiesen alle drei Scanner akzeptable Genauigkeiten auf. Vor allem mit den Scannern True Definition und Cara TRIOS ließen sich unter den hier vorausgesetzten In-vitro-Bedingungen Ganzkieferscans und Kieferabschnittscans erstellen, die klinischen Anforderungen<sup>[98]</sup> und Daten zu CAD/CAM-Restaurationen<sup>[2, 6, 18]</sup> gerecht werden. Die Stärken des CEREC AC mit der Omnicam lagen eindeutig bei Einzelzahnschans, vor allem beim Scannen von Veneer-, Overlay-, und Inlaypräparationen, was einmal mehr seinen ursprünglichen Indikationsbereich aufzeigte<sup>[72]</sup>.

## 8 Summary

The purpose of this in vitro study was to ascertain whether contortions like extensions, bucklings, torsions and bendings emerge in digital intraoral scans. A cast of an upper jaw with full dentition was manufactured from a chrome-cobalt-molybdenum-alloy. The teeth 11, 15, 24 and 26 were prepared for different single tooth restorations. Four metal spheres 5mm in diameter were fixed on incisal respectively occlusal hollows on the teeth 13, 23, 17 and 27. After digitizing the cast by using a high precision scanner (ATOS Core) from GOM mbH (Braunschweig) the dataset was saved in stl-format and used as reference for former measurements. The prepared teeth were digitized particular for comparing single tooth scans to bring the results reported in literature. The distances between the spheres and the tilt of the six planes spread out through three of four spheres were measured with GOM Inspect 7.5 and save as reference. Then ten scans were made for the following measurements and comparisons to the reference: 1. Full arch scans (distances between the spheres and tilt of the planes) 2. Full arch scans (comparison after superposition) 3. Scans from the posterior teeth (comparison after superposition) 4. Scans from the anterior teeth (comparison after superposition) 5. Scans from each single tooth (comparison after superposition) with the following intraoral scanners: CEREC AC with Omnicam (Sirona), True Definition (3M ESPE) Cara TRIOS (Heraeus Kulzer) respecting the manufacturers' instructions. Each scan was converted to stl-format. The comparison of the inter-sphere-distances and the tilts of the planes was realized by measuring using GOM Inspect 7.5 and calculating the difference from the corresponding reference. The comparison after superimposing scan and reference was made with GOM Inspect 7.5 as well using Gauß-Best-Fit-Algorithm and measuring mean distance positive and negative between scan and reference. The following statistical analysis led to significant differences between CEREC AC and True Definition and between CEREC AC and Cara TRIOS ( $p < 0.05$ ) concerning full arch scans and scans from parts of the arch. Partly similar standard deviations of each of the three scanners' measurements led to supposition that CEREC AC's inaccuracy is more caused by algorithm of the system than data acquisition. Though the differences between the scanners concerning single tooth scans were significant as well ( $p < 0.05$ ), each scanner produced acceptable accuracies. Within the limits of this in vitro study it can be concluded that especially True Definition and Cara

TRIOS were able to reproduce full arches and parts of the arch being comparable to clinical requirements<sup>[98]</sup> and to data reported for CAD/CAM restorations<sup>[2, 6, 18]</sup>. The advantage of CEREC AC was producing single tooth scans especially scanning preparations for veneers, overlays and inlays having showed its original indication once again<sup>[72]</sup>.



## 9 Literaturverzeichnis

1. **Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, and Morton D.** Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 114: 554-559, 2015.
2. **Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, and Eick JD.** Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 15: 155-163, 2006.
3. **Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, and Guth JF.** Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18: 515-523, 2014.
4. **Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, and Wismeijer DW.** Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 111: 186-194, 2014.
5. **Anusavice K.** Impression Materials In: Anusavice K. (Hrsg.) Phillips Science of Dental Materials Eleventh Edition. Philadelphia: *Saunders*, 2003.
6. **Att W, Komine F, Gerds T, and Strub JR.** Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 101: 239-247, 2009.
7. **Berger H-J.** Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 28: 1051-1054, 1973.
8. **Beuer F, Schweiger J, Güth J-F, and Edelhoff D.** Nach der IDS ist vor der IDS: Was kommt in der intraoralen Datenerfassung als Nächstes? *Quintessenz* 63: 645-650, 2012.
9. **Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, and Vigolo P.** An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 22: 36-41, 2013.
10. **Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, and Wostmann B.** Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19: 2027-2034, 2015.
11. **Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, and Walter MH.** Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84: 419-424, 2000.
12. **Bollmann F, Dirksen D, Koslow J, Saulin V, and von Bally G.** 3D-Koordinatenerfassung mittels computerunterstützter Profilometrie für zahnmedizinische Modellanalysen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*: 105-108, 1997.
13. **Braden M.** Characterization of the setting process in dental polysulfide rubbers. *J Dent Res* 45: 1065-1071, 1966.
14. **Braden M, Causton B, and Clarke RL.** A polyether impression rubber. *J Dent Res* 51: 889-896, 1972.

15. **Cantor G, RAC, 3M ESPE Dental Products.** 510(k) Summary 2012. unter: [https://www.accessdata.fda.gov/cdrh\\_docs/pdf12/K122467pdf](https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf12/K122467pdf) (abgerufen am 06.01.2016).
16. **Caputi S and Varvara G.** Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 99: 274-281, 2008.
17. **Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, and Guentsch A.** Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 113: 310-315, 2015.
18. **Demir N, Ozturk AN, and Malkoc MA.** Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 8: 437-444, 2014.
19. **Dirksen D, Runte C, Borocz Z, Thomas C, von Bally G, and Bollmann F.** Three-dimensional quantification of color-marked occlusal paths on anatomically oriented casts. *J Prosthet Dent* 85: 156-161, 2001.
20. **Drummond JL and Randolph RG.** Comparison study of elastic impression material. *J Prosthet Dent* 56: 188-192, 1986.
21. **Ender A, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, 2015.
22. **Ender A and Mehl A.** Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 109: 121-128, 2013.
23. **Ender A and Mehl A.** Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 14: 11-21, 2011.
24. **Ender A and Mehl A.** In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 46: 9-17, 2015.
25. **Ender A and Mehl A.** Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21, 2013.
26. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, 2015.
27. **Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, and Oliver-Parra R.** Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent* 112: 155-162, 2014.
28. **Fenske C.** The influence of five impression techniques on the dimensional accuracy of master models. *Braz Dent J* 11: 19-27, 2000.
29. **Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, and Metzger MC.** Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 144: 471-478, 2013.
30. **Franz G.** Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien. *ZM* 65: 64-68, 1975.
31. **Galhano GA, Pellizzer EP, and Mazaro JV.** Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 23: e575-579, 2012.

32. **Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, and Stern N.** Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent* 71: 1-6, 1994.
33. **Gerats R.** Dimensionsverhalten von nach einer Doppelabdruckmethode mit gummielastischen Abdruckmaterialien hergestellten Prüfkörpern. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 18: 724-728, 1963.
34. **Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Braem M, Lambrechts P, and Vanherle G.** Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent* 23: 329-338, 1995.
35. **Gunther G and Welsh SI.** Evaluation of a rubber-base impression material. *J Prosthet Dent* 39: 95-99, 1978.
36. **Güth J-F, Beuer F, Brandl S, Ramberger R, Schweiger J, and Edelhoff D.** Computer Aided Impressioning - Die Zukunft der Abformung? *Digital Dental News* 4: 26-38, 2010.
37. **Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, and Edelhoff D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17: 1201-1208, 2013.
38. **Hamalian TA, Nasr E, and Chidiac JJ.** Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20: 153-160, 2011.
39. **Hausler G and Heckel W.** Light sectioning with large depth and high resolution. *Appl Opt* 27: 5165-5169, 1988.
40. **Hewlett ER, Orro ME, and Clark GT.** Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 8: 49-53, 1992.
41. **Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., and Roberson TM.** The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc* 127: 1171-1181, 1996.
42. **Hickel R, Dasch W, Mehl A, and Kremers L.** CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J* 47: 247-258, 1997.
43. **Hofmann M.** Der Korrekturabdruck (ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz. *ZWR* 66: 160-164, 1965.
44. **Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, and Clark EA.** Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 18: 645-648, 2009.
45. **Isenberg BP, Essig ME, and Leinfelder KF.** Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent* 4: 173-176, 1992.
46. **Jahn UWK.** Die Entwicklung zahärztlicher Abformmassen. *ZWR* 92: 30-32, 1983.
47. **Kern M, Schaller HG, and Strub JR.** Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 6: 585-591, 1993.
48. **Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, and Guth JF.** Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater* 30: 400-407, 2014.

49. **Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, and Kwon HB.** Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont* 26: 161-163, 2013.
50. **Körber E.** Zahnärztliche Prothetik 3 Aufl: *Thieme Verlag Stuttgart*, 1985.
51. **Körber E and Lehmann K.** Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 24: 791-797, 1969.
52. **Kraft J.** Zwanzig Jahre Korrekturabdruck - Erfahrungen in Praxis u. Unterricht. *ZWR* 95: 136-138, 1986.
53. **Krebs R and Marx H.** Meßtechnische Probleme bei der Oberflächenreproduktion von Abformmaterialien *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 27: 610, 1972.
54. **Krejci I, Reich T, Bucher W, and Lutz F.** Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleissmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104: 160-167, 1994.
55. **Lehmann K and Burgdorf HO.** Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken. *ZWR* 87: 434 f, 1978.
56. **Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, and Blatz MB.** Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont* 16: 233-237, 2007.
57. **Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, and Kilpelä A.** Recent advances in dental optics - Part I 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203-221, 2014.
58. **Luthardt R, Kordaß B, Moldovan M.** Kronen und Brücken: CAD/CAM-Verfahren. In: Marxkors R (Hrsg.) Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik 5 Aufl: *Deutscher Zahnärzterverlag Köln*: 109-124, 2009.
59. **Luthardt R, Kühmstedt P, Sandkuhl O, and Brakhage P.** Digitalisierung vollständiger Kiefermodelle und CAD-Modellation. *ZWR* 108: 574-580, 1999.
60. **Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, and Walter M.** Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 5: 165-176, 2002.
61. **Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, and Walter MH.** Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 14: 146-151, 2001.
62. **Mandikos MN.** Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* 43: 428-434, 1998.
63. **Marxkors R.** Kronen. In: Marxkors R. (Hrsg.) Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik 5 Aufl: *Deutscher Zahnärzterverlag Köln*: 51, 2010.
64. **Marxkors R.** Kronenersatz. In: Marxkors R. (Hrsg.) Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik 3 Aufl: *Deutscher Zahnärzterverlag Köln*: 48, 1991.
65. **Marxkors R, Meiners H.** Abformung und Modellherstellung. In: Marxkors R, Meiners H (Hrsg.) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde 2 Aufl: *Hanser Verlag München Wien*: 19-25, 1982.

66. **Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstdorfer J.** Abformung und Modellherstellung. In: Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstdorfer J (Hrsg.) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde 6 Aufl: *Deutscher Zahnärzte Verlag Köln*: 3-36, 2008.
67. **McCabe JF and Storer R.** Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J* 149: 73-79, 1980.
68. **Mehl A, Ender A, Mormann W, and Attin T.** Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12: 11-28, 2009.
69. **Mehl A, Gloger W, and Hickel R.** Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 52 520-524, 1997.
70. **Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, and Hickel R.** Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 51: 23-27, 1996.
71. **Meiners H.** Volumenänderung. In: Meiners H (Hrsg.) Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien 1 Aufl: *Carl Hanser Verlag München Wien*: 73-74, 1977.
72. **Mörmann W.** Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahngebiet (Keramik): Computergestützte Systeme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 43: 900-903, 1988.
73. **Mou SH, Chai T, Wang JS, and Shiau YY.** Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 87: 248-255, 2002.
74. **Muller P, Ender A, Joda T, and Katsoulis J.** Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 2016.
75. **Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, and Att W.** Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 18: 1687-1694, 2014.
76. **Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, and Att W.** Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 144: 914-920, 2013.
77. **Pelka M, Krämer N, and Kunzelmann K-H.** Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 48: 488-491, 1993.
78. **Persson A, Andersson M, Oden A, and Sandborgh-Englund G.** A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95: 194-200, 2006.
79. **Pfeiffer J.** Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent* 2: 65-72, 1999.
80. **Poticny DJ and Klim J.** CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 141 Suppl 2: 5S-9S.
81. **Quaas S, Loos R, Rudolph H, and Luthardt RG.** Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitization and extraoral digitization after impression taking. *Int J Prosthodont* 28: 30-32, 2015.

82. **Quaas S, Loos R, Sporbeck H, and Luthardt R.** Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 60: 96-99, 2005.
83. **Quaas S and Rudolf H.** Kommunikation ist alles - Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme. *Digital Dental News* 1: 20-23, 2007.
84. **Rasche KR.** Der Sandwichabdruck. *ZWR* 87: 481 f, 1978.
85. **Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, and Mennito AS.** Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. *J Esthet Restor Dent* 27: 194-202, 2015.
86. **Rudolph H, Quaas S, and Luthardt RG.** Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5: 155-164, 2002.
87. **Schubinski P.** Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV*: 40-49, 2011.
88. **Schwindling R.** Die Abformung mit silikonhaltigen Abformmassen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 21: 930-936, 1966.
89. **Seelbach P, Brueckel C, and Wostmann B.** Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17: 1759-1764, 2013.
90. **Singh K, Sahoo S, Prasad KD, Goel M, and Singh A.** Effect of different impression techniques on the dimensional accuracy of impressions using various elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 13: 98-106, 2012.
91. **Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, and Ortorp A.** Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent* 2014: 534382, 2014.
92. **Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, and Brodesser J.** Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38: 553-559, 2010.
93. **Tidehag P, Ottosson K, and Sjogren G.** Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. *Oper Dent* 39: 308-316, 2014.
94. **Tullner JB, Commette JA, and Moon PC.** Linear dimensional changes in dental impressions after immersion in disinfectant solutions. *J Prosthet Dent* 60: 725-728, 1988.
95. **van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, and Ren Y.** Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 7: e43312, 2012.
96. **Vlaar ST and van der Zel JM.** Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J* 56: 301-309, 2006.
97. **Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Rubel S, and Lapatki BG.** Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models: A practice-oriented study. *J Orofac Orthop* 76: 351-365, 2015.

98. **Wichmann M.** Kronen und Brücken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 54: 469-470, 1999.
99. **Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, and Kern M.** Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 16: 587-592, 2003.
100. **Wöstmann B.** Accuracy of impressions obtained with the Pentamix automixing system. *J Dent Res* 76: 139, 1997.
101. **Wöstmann B.** Standardisierung bei der Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz. In: Marxkors R (Hrsg.) *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik* 5 Aufl: *Deutscher Zahnärzteverlag Köln*: 85-96 ,2009.
102. **Wöstmann B.** Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. *Quintessenz Verlags-GmbH Berlin*, 1998.
103. **Wostmann B, Blosser T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, and Ferger P.** Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 33: 611-618, 2005.
104. **Wöstmann B and Powers JM.** Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. *Abformkompendium 3M ESPE*, 2009.
105. **Wöstmann B and Rehmann P.** Analoge vs. digitale Abformtechniken. *Der Freie Zahnarzt Springer-Verlag Berlin Heidelberg* 4: 78-86, 2013.
106. **Wöstmann B and Seelbach P.** Abformung: konventionell oder digital? *Quintessenz* 63: 1567-1575, 2012.
107. **Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, and Reich S.** Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18: 101-129, 2015.

## 10 Anhang

### 10.1 Tabellen Material und Methode

Tab. 25: Referenzwerte Abstände und Winkel

Referenzwerte der Abstände	Abstand 4-3	Abstand 4-2	Abstand 4-1	Abstand 3-1	Abstand 2-1	Abstand 2-3
	33,541	56,325	34,548	53,635	34,597	53,949
Referenzwerte der Winkel	Winkel 1	Winkel 2	Winkel 3	Winkel 4	Winkel 5	Winkel 6
	0,81	1,25	0,8	0,79	1,31	1,26

Tab. 26: GOM-GOM-Verifizierung großer Scankopf

Scan	Mean D.+	Mean D. -
1	0,008	-0,008
2	0,008	-0,008
3	0,008	-0,008
4	0,008	-0,008
5	0,008	-0,008
6	0,008	-0,008
7	0,008	-0,008
8	0,008	-0,008
9	0,008	-0,008
10	0,008	-0,008
Mittelwert	0,008	-0,008
Standardabw.	0	0

Tab. 27: GOM-GOM-Verifizierung kleiner Scankopf

Scan	Mean D.+	Mean D.-
1	0,004	-0,004
2	0,004	-0,004
3	0,004	-0,004
4	0,004	-0,004
5	0,004	-0,004
6	0,004	-0,004
7	0,004	-0,004
8	0,004	-0,004
9	0,003	-0,003
10	0,005	-0,006
Mittelwert	0,004	-0,0041
Standardabw.	0,00070711	0,00141421



Tab. 28: Vergleich Genauigkeit ATOS Core mit THOME Rapid CNC

Messung Thome	Abstand 4-3	Abstand 4-2	Abstand 4-1	Abstand 3-1	Abstand 2-1	Abstand 2-3
1	33,547	56,335	34,547	53,631	34,594	53,958
2	33,554	56,339	34,543	53,629	34,594	53,96
3	33,548	56,339	34,545	53,628	34,596	53,96
4	33,552	56,336	34,544	53,63	34,595	53,956
5	33,544	56,335	34,545	53,622	34,593	53,952
6	33,549	56,338	34,547	53,633	34,592	53,963
7	33,537	56,335	34,537	53,616	34,6	53,953
8	33,551	56,337	34,544	53,632	34,594	53,962
9	33,548	56,336	34,543	53,628	34,595	53,96
10	33,553	56,342	34,543	53,629	34,596	53,965
Mittelwert	33,5483	56,3372	34,5438	53,6278	34,5949	53,9589
gerundet	33,548	56,337	34,544	53,628	34,594	53,959
Referenzscan ATOS	33,541	56,325	34,548	53,635	34,597	53,949
Differenz MW Thome <-> ATOS	-0,007	-0,012	0,004	0,007	0,003	-0,01
Messung Thome	Winkel 1	Winkel 2	Winkel 3	Winkel 4	Winkel 5	Winkel 6
1	0,854	1,326	0,852	0,831	1,391	1,333
2	0,847	1,315	0,845	0,824	1,38	1,322
3	0,829	1,288	0,828	0,808	1,352	1,295
4	0,841	1,306	0,84	0,819	1,37	1,313
5	0,859	1,333	0,857	0,836	1,399	1,341
6	0,841	1,307	0,84	0,819	1,371	1,314
7	0,84	1,305	0,838	0,818	1,369	1,312
8	0,845	1,313	0,844	0,823	1,378	1,32
9	0,834	1,296	0,833	0,813	1,36	1,303
10	0,853	1,325	0,852	0,831	1,39	1,332
Mittelwert	0,8443	1,3114	0,8429	0,8222	1,376	1,3185
gerundet	0,84	1,31	0,84	0,82	1,38	1,32
Referenzscan ATOS	0,81	1,25	0,8	0,79	1,31	1,26
Differenz MW Thome <-> ATOS	-0,03	-0,06	-0,04	-0,03	-0,07	-0,06

## 10.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Vereinfachte Darstellung der Prozesskette.....	6
Abb. 2: Graphische Erklärung zur Richtigkeit und Präzision: a) Richtig und präzise, b) nicht richtig und präzise, c) richtig und unpräzise, d) nicht richtig und unpräzise .....	7
Abb. 3: Mögliche Untersuchungen von Abformungen .....	10
Abb. 4: Prozessketten der indirekten Verfahren im Vergleich.....	12
Abb. 5: Vereinfachte Darstellung der Triangulation .....	12
Abb. 6: Prozesskette des direkten digitalen Verfahrens .....	14
Abb. 7: Intraoralscanner CERERC AC mit Omnicam .....	16
Abb. 8: Intraoralscanner True Definition .....	17
Abb. 9: Vereinfachte Darstellung der konfokalen Mikroskopie .....	19
Abb. 10: Intraoralscanner Cara TRIOS .....	19
Abb. 11: Handstücke der Scanner Omnicam, True Definition und Cara TRIOS .....	24
Abb. 12: Atos CORE, GOM mbH (Braunschweig) .....	26
Abb. 13: Referenzmodell mit aufgeklebten Kugeln 1-4.....	26
Abb. 14: Die vier verschiedenen Ebenen auf dem Modell.....	27
Abb. 15: Schnittwinkel der Ebenen.....	28
Abb. 16: Vermessung der Kugelabstände mit Hilfe von GOM Inspect.....	30
Abb. 17: Messung der Schnittwinkel mit Hilfe von GOM Inspect .....	31
Abb. 18: Abstand 4_3.....	35
Abb. 19: Abstand 2_1 .....	36
Abb. 20: Abstand 4_1 .....	37
Abb. 21: Abstand 3_2.....	38
Abb. 22: Abstand 4_2.....	39
Abb. 23: Abstand 1_3.....	40
Abb. 24: Kugelabstände im Vergleich; Beträge der Abweichungen vom Referenzwert	41


Abb. 25: Kugelabstände im Vergleich; Abweichungen vom Referenzwert .....	41
Abb. 26: Winkelabweichungen im graphischen Vergleich .....	42
Abb. 27: Ganzkiefer-, Seiten- und Frontzahnschans im graphischen Vergleich, positive Abweichungen .....	45
Abb. 28: Ganzkiefer-, Seiten- und Frontzahnschans im graphischen Vergleich, negative Abweichungen .....	45
Abb. 29: Interaktionsdiagramme, positive geschätzte Randmittel .....	47
Abb. 30: Interaktionsdiagramme, geschätzte positive Randmittel winsorisiert .....	48
Abb. 31: Interaktionsdiagramme, geschätzte negative Randmittel .....	48
Abb. 32: Positive Abweichungen der Einzelzahn-Schans im graphischen Vergleich .....	50
Abb. 33: Negative Abweichungen der Einzelzahn-Schans im graphischen Vergleich....	50
Abb. 34: Zahn 15 im Vergleich; links True Definition, rechts Omnicam .....	51
Abb. 35: Zahn 11 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam .....	51
Abb. 36: Zahn 24 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam .....	51
Abb. 37: Zahn 26 im Vergleich; links Cara TRIOS, rechts Omnicam .....	51
Abb. 38: Interaktionsdiagramme der geschätzten positiven Randmittel der Einzelzahn-Schans .....	53
Abb. 39: Interaktionsdiagramme der geschätzten negativen Randmittel der Einzelzahn-Schans .....	54
Abb. 40: Höhenveränderung bei Veränderung des Winkels .....	62

## 10.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Untersuchte Scanner und deren Hersteller .....	23
Tab. 2: Zuordnung der Kugeln zu den Zähnen.....	26
Tab. 3: Zuordnung der Ebenen zu den Kugeln.....	27
Tab. 4: Zuordnung der Winkel zu den Ebenen.....	27
Tab. 5: Abweichungen des Kugelabstandes 4_3 vom Referenzwert .....	35
Tab. 6: Kugelabstand im ersten Quadranten; Ergebnisse des Tukey-Tests .....	35
Tab. 7: Abweichungen des Kugelabstandes 2_1 vom Referenzwert .....	36
Tab. 8: Kugelabstand im zweiten Quadranten; Ergebnisse des Tukey-Tests .....	36
Tab. 9: Abweichungen des Kugelabstandes 4_1 vom Referenzwert .....	37
Tab. 10: Kugelabstand in der Front; Ergebnisse des Tukey-Tests .....	37
Tab. 11: Abweichungen des Kugelabstandes 3_2 vom Referenzwert .....	38
Tab. 12: Kugelabstand zwischen den Molaren; Ergebnisse des Games Howell-Tests ..	38
Tab. 13: Abweichungen des Kugelabstandes 4_2 vom Referenzwert .....	39
Tab. 14: Kugelabstand zwischen Zahn 13 und Zahn 27; Ergebnisse des Tukey-Tests .	39
Tab. 15: Abweichungen des Kugelabstandes 1_3 vom Referenzwert .....	40
Tab. 16: Kugelabstand zwischen Zahn 23 und Zahn 17; Ergebnisse des Games-Howell-Tests.....	40
Tab. 17: Abweichungen der Schnittwinkel vom Referenzwert.....	42
Tab. 18: Paarweise Vergleiche der Scanner anhand der Schnittwinkel .....	43
Tab. 19: Abweichungen der Scans vom Referenzmodell in Abhängigkeit vom gescannten Kieferabschnitt.....	44
Tab. 20: Geschätzte Randmittel insgesamt, positiv und negativ .....	46
Tab. 21: Paarweiser Vergleich der geschätzten Randmittel insgesamt; schwarz für positive Abweichungen, rot für negative Abweichungen .....	46
Tab. 22: Abweichungen der Einzelzahn-Scans vom jeweiligen Referenzscan.....	49
Tab. 23: Geschätzte Randmittel der Einzelzahn-Scans insgesamt, positiv und negativ	52

Tab. 24: Paarweiser Vergleich der geschätzten Randmittel der Einzelzahnschans insgesamt; schwarz für positive Abweichungen, rot für negative Abweichungen.....	52
Tab. 25: Referenzwerte Abstände und Winkel.....	81
Tab. 26: GOM-GOM-Verifizierung großer Scankopf .....	81
Tab. 27: GOM-GOM-Verifizierung kleiner Scankopf.....	81
Tab. 28: Vergleich Genauigkeit ATOS Core mit THOME Rapid CNC .....	82


## 10.4 Kongressbeiträge



## Accuracy of full arch scans in contemporary intraoral scanners

C. Benedickt\*, B. Wöstmann

Department of Prothodontics Justus-Liebig-University Giessen, Germany



#1759

---

### 1 Objectives

In recent years digital impressions gained more and more importance. The advantage of direct intraoral scans is the improvement of quality [5] and the prevention of deficiencies by standardizing processes [6]. With regard to their accuracy the reproduction of a single tooth can be compared to conventional impressions [7] as shown in studies considering single tooth restorations [4]. However, the few studies considering full arch scans show contradictory results. Therefore the objective of this study was to analyze the accuracy of full arch scans with three contemporary digital scanners in a laboratory set up.

### 2 Material & Methods

A cast of an upper jaw (Figure 1) with full dentition was manufactured from a chrome-cobalt-molybdenum-alloy using a Laser sintering process. Afterwards four metal balls, 5mm in diameter, were fixed on the canines respectively the second molars. The cast was digitized with a high precision scanner (ATOS Core, GOM mbH) (Figure 3). The three-dimensional position of the balls was assessed and saved as reference. Ten full arch scans were made as specified by the manufacturer with each of the following intraoral scanners: CEREC AC Omnicam (Sirona), True Definition (3M) and Cara (Heraeus-Kulzer) (Figure 2). The resulting scans were translated into STL-format and compared to the reference using GOM Inspect V.7.5. The change of the inter-ball-distances and the tilt of the different planes spread out in between three balls at a time were calculated (Figures 4, 5) and checked for significance differences using ANOVA.



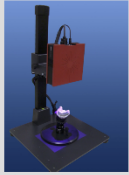
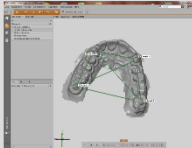
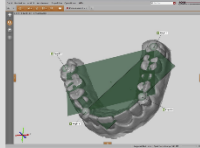






Fig. 1: Cast of the upper jaw

Fig. 2: Handpieces of the scanners

Fig. 3: Reference scanner

Fig. 4: Measurement (inter-ball-distances)

Fig. 5: Measurement (tilt)

### 3 Results

The deviation of the distances (mean±std) ranged from 17±9µm (Cara) up to 471± 15µm (Omnicam) in the posterior region (sign. p<.05) and 22µm ± 16µm (Cara) up to 420µm ± 20µm (Omnicam) in the anterior region (sign. p<.05) (Figure 5). The tilt ranged from 0.2± 0.12° (Cara) up to 0.3±0.19° (Omnicam) (Figure 6). There were partly significant differences between the scanning systems.

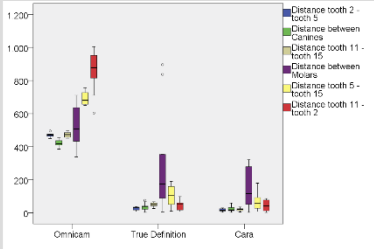
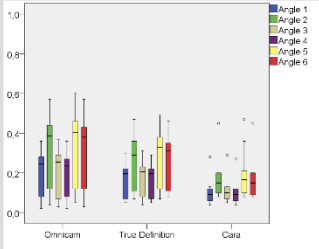



Fig. 5: Comparison of the inter-ball-distances

Fig. 6: Comparison of the tilts

### 4 Discussion & Conclusion

Within the limits of this study it can be concluded that some scanning systems, especially Cara (Heraeus) are able to reproduce full arches with an accuracy comparable to data reported for conventional impressions. This is also true for the True Definition scanner, whereas the data obtained for the Omnicam showed a comparably reduced trueness. However, with regard to quadrant scans all systems delivered results that fulfill the requirements for the production of CAD/CAM restorations [1-3]. In contrary to the different results for the trueness of the scans interestingly the reproducibility of the measurements - as indicated by the standard deviation - did not differ in between the systems. Thus it is hypothesized that the reason for the reduced trueness of the Omnicam scans is not related to the principle of the data acquisition itself but more related to the algorithm responsible for the matching of the separate images resulting in a better precision in the anterior area at the cost of the accuracy and precision with regard to the transversal dimension between the molars. Though the tilt of the different planes was small, it must be considered that these minor deviations can get clinical importance at increasing inter-ball-distances.

### 5 Literature

1. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, and Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparations design. *J Prosthodont* 15: 155-163, 2006.
2. Ali W, Komine F, Gerds T, and Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 101: 1001-1006, 2009.
3. Demle N, Oztürk AN, and Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent Res* 437-444, 2014.
4. Fasliender DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl: 22S-31S, 2006.
5. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quast S, and Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 5: 165-176, 2002.
6. Rudolph H, Quast S, and Luthardt R. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5: 155-164, 2002.
7. Wöstmann B and Rehmann P. Analogue vs. digitale Abformtechniken. *Der Freie Zahnarzt* 4: 78-86, 2013.

### 6 Contact

Christopher Benedickt  
Department of Prothodontics  
Justus-Liebig-University Giessen  
Schlangengraben 14 D-35392 Giessen, Germany

Phone: +49-641-99 46 150  
Fax: +49-641-99 46 150  
Mail: christopher.benedickt@dentist.med.uni-giessen.de

## 11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

## 12 Danksagung

**Ich möchte mich herzlich bedanken bei:**

*Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Betreuung bei der Erstellung dieser Promotionsarbeit und die jederzeit gute und konstruktive Zusammenarbeit.

*Prof. Dr. Peter Rehmann* für die Unterstützung bei jeglichen Rückfragen, fachlich wie auch organisatorisch.

*Dr. Johannes Herrmann* für die statistische Beratung bei der Auswertung der Ergebnisse dieser Arbeit.

*Dipl. Ing. Michael Köhl* für die Einweisung in die Benutzung des ATOS Core und der THOME, sowie die Hilfe bei informationstechnischen Rückfragen.

*ZA Holger Kämpe* für die Einweisung in die Benutzung der Intraoralscanner.

*Oberstudiendirektor a.D. Wilhelm Höhn* für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

*Allen Kolleginnen und Kollegen der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen*, mit denen ich eine sehr schöne Zeit am Klinikum verbracht habe.



**Besonders bedanken möchte ich mich bei:**

*Meinen Eltern*, auf deren Unterstützung ich mich immer und überall verlassen konnte und auch heute noch kann. Ohne euch stände ich nicht dort, wo ich heute stehe!

*Meiner Freundin*, die mir immer zur Seite steht und mich unterstützt, wo sie nur kann.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen  
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the  
electronic version of the paper.**